

Desenvolvimento de um Dispositivo de Sensorização da Oclusão

Fábio André Cardoso Borges

Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Gabriel Magalhães Mendes

Coorientador: Prof. Dr. Jorge Serafim Sobrado Marinho



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Ramo de Automação

Setembro de 2015

Resumo

A ausência de dentição afeta grande parte da população mundial, causando defeitos estéticos e fonéticos e reduzindo a capacidade de processar alimentos no movimento mastigatório. Associada a esta ausência está a consequente perda de sensibilidade dentária que desempenha um papel importante a nível postural e de equilíbrio do corpo.

As próteses dentárias são uma forma de contornar os problemas associados à falta de dentes, contudo não restabelecem a sensibilidade dentária, podendo provocar a rotura de algum dos seus elementos quando se aplica uma força inadvertidamente excessiva.

O objetivo deste trabalho é um primeiro passo no desenvolvimento de próteses fixas com sensores de força incorporados para a restituição da capacidade sensitiva, e a redução problemas associados à ausência de sensibilidade, contribuindo para uma melhor qualidade de vida das pessoas, especialmente dos idosos.

Para medir a força aplicada na prótese foram usados sensores piezoelétricos. Esta solução foi testada experimentalmente num protótipo do modelo de prótese dentária à escala 10:1, que foi obtido recorrendo ao *software* SolidWorks e à impressora 3D BQ Witbox. O sinal do sensor é condicionado num amplificador de carga desenvolvido especialmente para esta aplicação. Para a aquisição do sinal do sensor utilizou-se um Arduino Uno, que comunica com o computador através de um programa desenvolvido em LabVIEW, disponibilizando graficamente a evolução do sinal do sensor à medida que este é solicitado.

Este protótipo permitiu confirmar as expectativas iniciais de que é possível desenvolver um dispositivo que devolva a capacidade sensitiva aos dentes, apesar dos problemas de localização, tamanho e alimentação. No entanto, existem grandes expectativas em relação a trabalhos futuros de forma a conseguir viabilizar este estudo inicial e torná-lo num produto final.

Abstract

The absence of teeth affects a large portion of the world's population, causing aesthetic and phonetic defects and reducing the ability to process food in the masticatory movement. Associated with this absence there's the consequent loss of tooth sensitivity that plays an important role in posture and balance of the body.

Dentures are a way to circumvent the problems associated with missing teeth, however they do not restore the tooth sensitivity, which can cause failure of any of its elements when applying inadvertently excessive force.

The aims of this work is the development of fixed dentures with embedded force sensors in order to restore the sensory capacity and reduce problems associated with lack of sensitivity, contributing to a better quality of life for people, especially the elderly.

To measure the force applied on the denture, piezoelectric sensors were used. This solution was experimentally tested in a prototype of the dental model at the scale of 10:1, that was obtained using SolidWorks software and BQ Witbox 3D printer. The sensor signal is conditioned in a charge amplifier specially developed for this application. To collect the signal from the sensor an Arduino Uno was used, which communicates with the computer through a platform developed in LabVIEW, graphically providing the evolution of the sensor signal as it is requested.

This prototype has confirmed initial expectations that it is possible to develop a device to return teeth sensitivity, despite the problems of location, size and power. However, there are big expectations with respect to future work in order to be able to make this initial study and make it into a final product.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer, em primeiro lugar, à minha família e em especial à minha mãe que sempre me apoiou e me proporcionou condições para poder estudar sem que me faltasse nada.

Quero agradecer ao professor Joaquim Gabriel, na qualidade de orientador, a oportunidade e suporte que me concedeu na realização desta dissertação.

Ao Dr. Jorge Marinho, meu co-orientador, agradeço a ajuda e disponibilidade durante todo o projeto, o seu contributo na área da medicina dentária foi indispensável.

Ao professor Francisco Freitas, quero agradecer a sua ajuda numa altura decisiva, disponibilizando a máquina de ensaios existente no INEGI para testar a solução desenvolvida neste trabalho.

Ao professor José Machado da Silva, obrigado pelo auxílio na área da eletrónica. Ao João Vasconcelos e ao Pietro Gobbo o meu sincero agradecimento por todo o apoio e ânimo dado durante as alturas mais difíceis. Ao Jorge Almeida, obrigado pela disponibilidade e utilização da sua impressora 3D para a criação dos protótipos.

A todos os meus amigos, em especial ao Diogo Gonçalves, César Soares e Tiago Martins, obrigado pela partilha de conhecimento e companheirismo demonstrado ao longo dos últimos meses.

Por último, obrigado à Sofia por me aturar nos dias menos bons e por acreditar sempre em mim, sem ela não teria conseguido.

“The best way to predict the future is to invent it”

Alan Kay

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Motivação	1
1.2	Objetivos	1
1.3	Estrutura deste documento	2
2	Estado da Arte	3
2.1	Introdução	3
2.2	Sistema estomatognático	3
2.2.1	Dentes	3
2.2.2	Comunicação nervosa	6
2.3	Próteses	8
2.3.1	Prótese removível	8
2.3.2	Prótese fixa	9
2.3.3	Componentes de uma prótese fixa	11
2.4	Sensores de força	12
2.4.1	Célula de carga	12
2.4.2	Piezoresistivos	13
2.4.3	Piezoelétricos	15
2.5	Conclusão	18
3	Proposta de Solução	21
3.1	Introdução	21
3.2	Localização do sensor de força numa prótese fixa	21
3.3	Sensor de força	24
3.3.1	Seleção do sensor de força	24
3.3.2	Prototipagem da prótese fixa	26
3.4	Aquisição do Sinal	28
3.4.1	Amplificador	28
3.4.2	Microcontrolador	29
3.4.3	Circuito de amplificação	29
3.5	Interface – LabVIEW	30
3.6	Conclusão	31
4	Teste do Protótipo	33
4.1	Dispositivo de ensaios	33
4.2	Ensaio realizados	36
4.3	Conclusão	38

5	Resultados Obtidos	39
5.1	Análise de Resultados dos Ensaios Efetuados	39
5.1.1	Caracterização do Sensor	41
6	Conclusões e Trabalhos Futuros	43
6.1	Conclusões	43
6.2	Trabalhos Futuros	44
	Referências	45
A	Fichas Técnicas	49
A.1	Ficha técnica Sonox P5	50

Lista de Figuras

2.1	Distribuição dos dentes pelas arcadas.	4
2.2	Tipos de dentes.	4
2.3	Estrutura interna do dente.	5
2.4	Zonas em que o nervo trigémeo atua.	6
2.5	Processo de transmissão de informação sensitiva.	7
2.6	Tipos de próteses dentárias removíveis.	9
2.7	Elementos base de uma prótese fixa.	9
2.8	Suporte e retenção de próteses fixas.	10
2.9	Colagem de coroa num dente desvitalizado.	10
2.10	Apoios para sobredentaduras em dentes desvitalizados.	11
2.11	Formas de pilares e implantes.	11
2.12	Tipos de conexões entre pilares e implantes da <i>Nobel Biocare</i>	12
2.13	Tipos de células de carga.	12
2.14	Extensómetros	13
2.15	Curva característica de um sensor piezoresistivo <i>FlexiForce</i>	14
2.16	Sensor <i>FlexiForce A401</i> da <i>Tekscan</i>	14
2.17	Sistema <i>T-Scan</i>	15
2.18	Comportamento de um material piezoelétrico.	16
2.19	Índice de direções do referencial utilizado para caracterizar as constantes piezoelétricas.	16
2.20	Sensor de quartzo <i>SlimLine</i> da <i>Kistler</i>	17
2.21	Sensor PZT.	18
2.22	Filme de PVDF.	18
3.1	Esquema da solução proposta.	21
3.2	Sensor de força colocado entre pilar e implante.	22
3.3	Sensor de força no interior da coroa.	22
3.4	Componentes da <i>linea simplified</i>	23
3.5	Perspetivas do desenho de conjunto.	23
3.6	Sensor entre a conexão e camisa da <i>linea simplified</i>	24
3.7	Sensor da <i>Morgan Advanced Materials</i>	25
3.8	Sensores Sonox P5 da <i>CeramTec</i>	26
3.9	Impressora 3D BQ Witbox e impressão dos protótipos.	26
3.10	Modificações para correto assentamento do sensor.	27
3.11	Modelos impressos.	27
3.12	Circuito eletrónico do amplificador de carga da TI.	28
3.13	<i>Arduino Uno</i>	29
3.14	Circuito de amplificação e aquisição de sinal.	30
3.15	Ambiente de programação em LabVIEW.	31

3.16	Menu do Lix no LabVIEW.	31
4.1	Movimento do ciclo mastigatório.	33
4.2	Configuração para ensaio	34
4.3	Mesa de posicionamento e CNC.	34
4.4	Sistema de Ensaios Dinâmicos de Elevado Desempenho.	35
4.5	Configuração para ensaio da mesa com CNC	36
4.6	Configuração para ensaio no SEDED.	37
5.1	Resposta do sensor e força aplicada - Ensaio a 1 Hz.	40
5.2	Resposta do sensor e força aplicada - Ensaio a 2 Hz.	40
5.3	Resposta do sensor à força aplicada (quinto e sexto ciclo) - Ensaio a 1 Hz.	41
5.4	Resposta do sensor à força aplicada (quinto e sexto ciclo) - Ensaio a 2 Hz.	41
5.5	Sensibilidade a 1 Hz.	42
5.6	Sensibilidade a 2 Hz.	42

Lista de Tabelas

2.1	Propriedades do sensor <i>FlexiForce A401</i>	15
3.1	Características do <i>Arduino Uno</i>	29
4.1	Características do SEDED.	35
4.2	Parâmetros dos ensaios com a mesa CNC.	36
5.1	Parâmetros dos ensaios no SEDED.	39

Acrónimos

3D	Três dimensões
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
ATM	Articulação temporomandibular
CNC	Controlo numérico computadorizado
HMI	<i>Human-Machine Interface</i>
I ² C	<i>Inter-Integrated Communication</i>
kcal	Quilocalorias
LP	Ligamento periodontal
M	Molares
NI	<i>National Instruments</i>
PM	Pré-molares
PPR	Prótese parcial removível
PVDF	Fluoreto de polivinilideno
PZT	Titanato zirconato de chumbo
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
TI	<i>Texas Instruments</i>
UART	<i>Universal Asynchronous Interface</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VI	<i>Virtual Instrument</i>

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

O aumento da esperança média de vida, a falta de higiene, associado ao consequente aumento da probabilidade de doenças relacionadas com a saúde oral origina que, em muitos casos, os dentes precisem de ser substituídos por próteses dentárias. Contudo, esta solução não consegue mimetizar minimamente duas características básicas dos dentes saudáveis: a sensibilidade à temperatura dos alimentos e a sua capacidade de avaliar a dimensão das forças aplicadas. Com a perda de um dente, quebra-se a ligação que existia entre este e o cérebro, causando uma ausência de sensibilidade que desempenha um papel importante no controlo propriocetivo¹ do corpo.

Associado a este problema estão, também, condicionantes mecânicas encontradas na estrutura da prótese. Como se perde a perceção da força aplicada no ato de mastigação, não se consegue perceber se o alimento que está ser processado tem uma consistência dura ou mole. Este facto leva a que, caso o alimento seja bastante duro, se aplique inadvertidamente uma força excessiva na estrutura da prótese que pode conduzir à rotura dos elementos que a constituem. Estas questões provocam não só um aumento de custos com a reparação dos danos causados, podendo em última instância causar a necessidade de intervenção cirúrgica com o consequente desconforto a que o paciente terá de ser sujeito.

Assim, pretende-se desenvolver uma solução inovadora que atenua as questões relacionadas com a ausência de sensibilidade mastigatória e que reduza os problemas mecânicos consequentes.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal a criação de uma solução que implemente um sensor numa prótese dentária fixa, adquirindo o feedback de força quando esta é sujeita a esforços de compressão.

Para este efeito é necessário desenvolver um modelo a três dimensões do implante, pilar e coroa - elementos constituintes de uma prótese fixa.

¹Propriocetivo - sensibilidade da posição, deslocamento, equilíbrio, peso e distribuição do próprio corpo e das suas partes [1].

Com o sinal obtido a partir do sensor pretende-se fazer a ligação a um microcontrolador que, por sua vez, recolhe o sinal e envia-o para um computador de modo a processar e disponibilizar os dados recolhidos.

Como requisitos, o sistema a desenvolver deve conseguir medir forças com direção vertical até 150 N, operar a baixas frequências (inferiores a 3 Hz), muito baixo consumo, bom comportamento a solicitações dinâmicas.

1.3 Estrutura deste documento

Este documento está dividido em cinco capítulos que relatam o trabalho desenvolvido ao longo do projeto de dissertação.

No capítulo 2 é apresentado o estado da arte, onde são descritas que soluções existem para a ausência de denteição e quais os tipos de sensores de força existentes.

No capítulo 3 é apresentado o projeto da solução desenvolvida, desde a seleção de componentes até à implementação dos mesmos, justificando-se todas as decisões tomadas.

No capítulo 4 é descrita a fase de testes do protótipo, indicando as ferramentas que foram utilizadas na caracterização da solução desenvolvida.

No capítulo 5 são mostrados os resultados obtidos nos testes realizados.

As conclusões deste trabalho são expostas no capítulo 6, assim como propostas para trabalhos futuros.

Por fim são indicadas as referências deste trabalho, seguindo-se os anexos.

Capítulo 2

Estado da Arte

2.1 Introdução

Ao longo do último século, a Estomatologia e a Medicina Dentária têm evoluído de forma favorável, acompanhando o desenvolvimento da tecnologia de produção de materiais e de novas técnicas para tratamentos orais. Existem no mercado soluções que integram, inclusive, sensores de força para auxiliar o diagnóstico da distribuição de forças na mordida do paciente.

Neste capítulo são apresentadas as noções básicas sobre a estrutura dentária, necessárias à compreensão do restante trabalho. São ainda mostrados os tipos de soluções existentes no mercado para a falta de dentição e que sensores existem para a medição de força.

2.2 Sistema estomatognático

O sistema estomatognático compreende um conjunto de estruturas importantes, que desenvolvem tarefas igualmente importantes para a sobrevivência e bem-estar do ser humano. Os dentes, maxilares, bochechas, lábios, periodonto e sistemas vascular e nervoso atuam em conjunto para conseguir uma correta mastigação, deglutição e fonação, além de terem um impacto significativo na estética.

A mastigação desempenha um papel preponderante na boa trituração dos alimentos. Para o correto funcionamento de todo o aparelho digestivo, os dentes assumem um papel decisivo não só na saúde oral, mas também no bem-estar geral [2].

2.2.1 Dentes

2.2.1.1 Estrutura externa

Os dentes são uma importante parte do corpo humano que tem sofrido uma grande evolução ao longo do tempo de acordo com necessidades básicas. Assim, a dentição humana, apesar de ser constituída por 32 dentes, tem vindo a adaptar-se ao progressivo enriquecimento nutricional dos alimentos. A partir da revolução industrial, com o aparecimento de alimentos processados industrialmente, para o mesmo número de ciclos mastigatórios, obtém-se hoje em dia cerca de dez vezes mais kcal (quilocalorias) por

unidade de massa de alimento ingerido; a consistência dos alimentos é cada vez mais mole e a falta de estímulo muscular do esqueleto facial tem conduzido a conflitos de espaço entre o esqueleto facial e os terceiros molares dando origem em alguns indivíduos à sua ausência ou agenesia. Estes 4 dentes (1 por quadrante) estão distribuídos da forma assinalada da Figura 2.1 [3] e, nos casos em que erupcionam, muitas vezes geram complicações por falta de espaço [4].

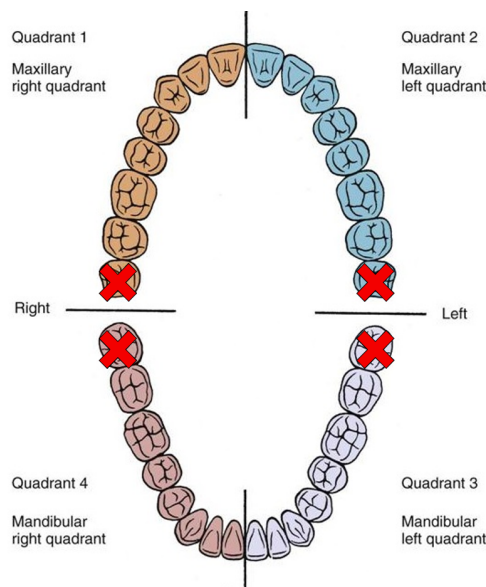


Figura 2.1 – Distribuição dos dentes pelas arcadas.

Os dentes têm uma estrutura e organização interna e externa bastante complexas e, por isso, surgiu a necessidade de organizar a dentição de modo a clarificar e simplificar a comunicação entre os profissionais. A primeira divisão básica tem ligação com a anatomia dentária. Assim, os dentes podem dividir-se em 4 grandes grupos: incisivos, caninos, pré-molares e molares (Figura 2.2 [5]) sendo esta a ordem pela qual se encontram em boca, da posição anterior para posterior.

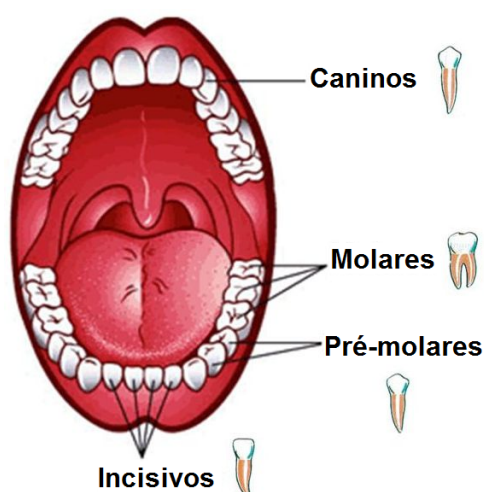


Figura 2.2 – Tipos de dentes.

O conjunto de dentes inseridos na maxila e na mandíbula são designados por arcadas. Assim, cada uma das arcadas dentárias é constituída por 4 incisivos (2 centrais e 2 laterais), 2 caninos, 4 pré-molares

(2 primeiros PM e 2 segundos PM) e 6 molares (2 primeiros M, 2 segundos M e 2 terceiros M, também conhecidos por sisos).

2.2.1.2 Estrutura interna

A anatomia e designações dentárias apresentadas são apenas o início da complexa percepção de toda a estrutura dentária externa. No entanto, foram referidos os principais aspetos de diferenciação dentária, e o necessário para a compreensão do restante trabalho. Em relação à estrutura interna, a mesma complexidade está presente. É fácil de chegar a esta conclusão, pelo simples facto da sensibilidade interoclusal ser de 0,02 mm [6]. Isto significa que se um fio com diâmetro de 0,02 mm for colocado entre dois dentes, ambos vão conseguir perceber que esse elemento estranho se interpõe entre eles.

O dente pode-se dividir em duas estruturas básicas principais, descritas na Figura 2.3 [7]: a coroa (A) e a raiz (B). A coroa é constituída mais externamente pelo esmalte (1), de seguida encontra-se a dentina (2) e, na zona mais interna encontra-se a polpa dentária (3). A raiz é rodeada em toda a sua zona mais externa por uma estrutura designada por cimento (5) e, tal como a coroa, é constituída também por dentina e pela polpa dentária. O osso circundante é designado por osso alveolar (6) e a gengiva entre os dentes que apresenta em situações saudáveis uma forma triangular, é designada por papila interdentária (4). No ápice do dente – abertura no final da raiz – encontra-se a entrada e saída de vasos sanguíneos e nervos (7 e 8), que conferem ao dente sensibilidade térmica e tátil.

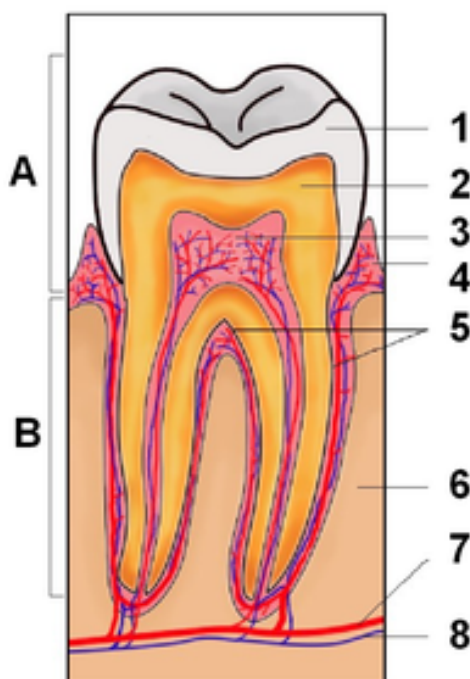


Figura 2.3 – Estrutura interna do dente.

2.2.2 Comunicação nervosa

A sensibilidade a variações de pressão e temperatura é auxiliada por uma estrutura muito importante, o ligamento periodontal (LP). Este é um conjunto de fibras que liga o cemento ao osso alveolar e é responsável, entre outras coisas, pelo amortecimento de forças excessivas exercidas pelo dente, além de comunicar ao cérebro esta mesma força excessiva, para evitar a sua repetição [8]. A comunicação nervosa é feita através de pequenos ramos do nervo trigêmeo.

2.2.2.1 Nervo trigêmeo

O nervo trigêmeo é assim designado por se dividir em três ramos principais: o oftálmico, o maxilar e o mandibular. Na Figura 2.4 [9] podemos ver a zona que cada um é responsável por inervar.

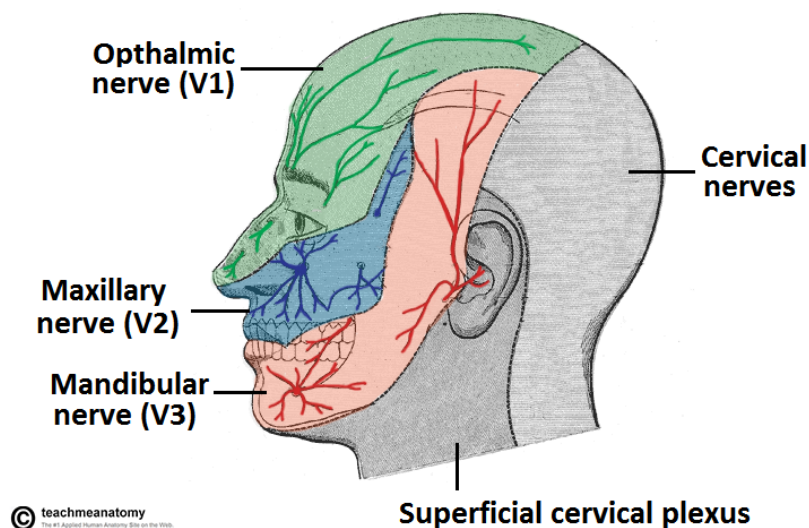


Figura 2.4 – Zonas em que o nervo trigêmeo atua.

Por se tratar de um nervo com funções quer motoras quer sensitivas, é designado por misto. Como funções motoras, o trigêmeo é responsável por inervar vários músculos essenciais à mastigação, fala e deglutição. Em relação à parte sensitiva, a sua contribuição mais notória é na sensibilidade da pele facial e cavidade oral, além da parte sensitiva dos dentes e ligamento periodontal já anteriormente referido.

2.2.2.2 Transmissão da informação

Como já foi referido, a sensibilidade interoclusal é de 0,02 mm, no entanto, os alimentos são colocados na cavidade oral em tamanhos muito superiores. Se a consistência for mole, facilmente os dentes trituram o alimento. Mas se o alimento for muito duro, muitas vezes o dente auxilia-se do ligamento periodontal para amortecer os contactos mais fortes e quantificar a carga aplicada, de modo a que a informação adquirida permita que o cérebro formule a resposta motora adequada e evite danos na estrutura do dente.

Aquando da mastigação vários são os recetores responsáveis pela aprendizagem de um padrão de repetição. Juntamente com os periodontais, também os recetores dos músculos, da articulação temporo-mandibular (ATM) e os epiteliais ajudam a criar um padrão de mastigação que acontece inconscientemente. Para diferentes tipos de alimentos e respetivas consistências alimentares, o padrão é alterado instintivamente, devido a aprendizagens anteriores [10].

Para que todas as estruturas envolventes (lábios, língua, maxilares e respetiva dentição) se consigam coordenar, as informações têm de ser enviadas para o cérebro para que estas possam ser processadas e transmitidas de forma correta. Na Figura 2.5 [11] consegue-se perceber todo o trajeto que percorre a informação recolhida pelo ligamento periodontal, sendo que o seu percurso está apresentado esquematicamente desde o número 1 até ao 12. O LP é a estrutura mais importante para a sensibilidade do dente pois tem terminações nervosas e estas seguem um trajeto sobreponível àquele que acontece na pele, tal como mostrado na Figura 2.5.

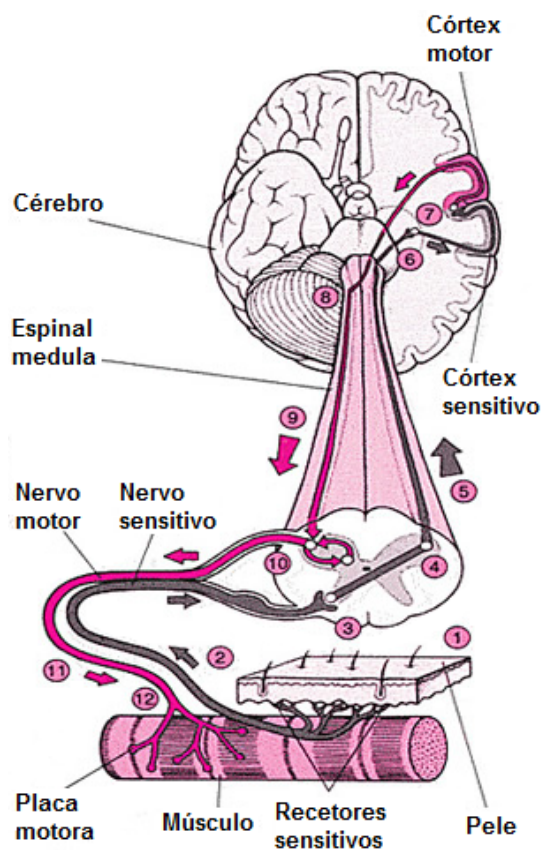


Figura 2.5 – Processo de transmissão de informação sensorial.

Assim, aquando dos contactos dentários, o ligamento periodontal sofre o impacto e, através das suas fibras aferentes (aquelas que levam informação até ao cérebro) sensitivas, comunica as informações necessárias, que passam pela espinhal medula e finalmente chegam ao cérebro. Aqui, todos os dados são processados e são transmitidos através de vias eferentes (que são as responsáveis por levar informações às estruturas) motoras, dando origem ao movimento, que é o adequado a cada situação. Se a mastigação se estiver a processar de forma normal, as informações enviadas são apenas respeitantes à consistência do alimento, e as informações recebidas, informam as estruturas dos movimentos para que aquele padrão

previamente aprendido se possa continuar a processar. Caso haja alguma alteração repentina da consistência do alimento, por exemplo, um osso que é trincado inadvertidamente, a transmissão emitida pelo LP informa o cérebro que a força aplicada àquele alimento é exagerada. Consequentemente obriga à rápida abertura dos maxilares para evitar novo contacto dentário que pode prejudicar gravemente o dente, se a força aplicada for a mesma. Este mecanismo de proteção é essencial para a sobrevivência dentária para evitar possíveis fraturas e consequentes restaurações, endodontias ou até mesmo extrações. Após a extração dentária, estes mecanismos de proteção deixam de existir e toda a situação envolvente passa a ser mais complexa [12].

2.2.2.3 Perda dentária

Após uma extração dentária, o osso alveolar é reabsorvido e o ligamento periodontal desaparece, perdendo-se também desta forma os recetores periodontais [13, 14]. Se as extrações forem pontuais, os dentes remanescentes são capazes de, através dos seus LPs, enviar as informações necessárias ao cérebro. A situação mais complicada acontece em desdentados totais, em que, na diminuição abrupta de estímulos sensoriais específicos, o cérebro consegue programar as características da mastigação. No entanto, tais movimentos são pouco eficientes e podem mesmo ser bastante perigosos para o sistema estomatognático [10].

2.3 Próteses

Há no mercado uma panóplia de soluções para a falta de dentição. Nesta secção serão destacadas as mais comuns, fazendo uma referência aos elementos que constituem uma prótese fixa e removível, suas vantagens e desvantagens e descrever que materiais são utilizados.

As próteses dentárias são classificadas segundo três aspetos: suporte, retenção e número de dentes.

1. Suporte – divide-se em três tipos: dentossuportada – apoiada noutros dentes; mucossuportada – apoiada sobre a gengiva; implantossuportada – apoiada em implantes.
2. Retenção – pode ser fixa se for colocada na boca de uma forma permanente, só podendo ser retirada pelo dentista, ou removível se o paciente puder retirar e colocar a prótese para a sua higienização.
3. Número de dentes – parcial ou total [15].

2.3.1 Prótese removível

As próteses parciais removíveis (PPR), Figuras 2.6(a) e 2.6(b) [16], são apoiadas nos dentes naturais e/ou na gengiva e retidas através de ganchos. Por outro lado as totais removíveis, Figura 2.6(c) [16], são somente apoiadas na mucosa e a sua retenção é feita por vácuo.

Tanto as parciais como as totais podem ser produzidas na sua totalidade em acrílico, no entanto existe um outro tipo designado por prótese parcial removível esquelética, visível na Figura 2.6(b), que é constituída por metal, incluindo os dentes em acrílico e, caso se justifique, uma parte de gengiva artificial

produzida também em acrílico. As PPR necessitam de ganchos para um correto assentamento e para evitar deslocamentos durante a sua função.

Como vantagens, as próteses removíveis permitem a recuperação da capacidade de mastigar, resolvem defeitos estéticos como a falta de dentes e/ou gengiva, ajudam na recuperação de problemas fonéticos e permitem uma fácil higiene. Outra vantagem prende-se com o seu custo ser consideravelmente inferior ao das próteses fixas. Contudo, como desvantagens há a acumulação de placa bacteriana, a existência de forças excessivas sobre os dentes que servem como pilares da estrutura e a folga que o material vai adquirir ao longo do tempo [15].



Figura 2.6 – Tipos de próteses dentárias removíveis.

2.3.2 Prótese fixa

Uma prótese fixa é comumente conhecida como um implante dentário, contudo esta definição está incorreta já que vai muito além de um implante dentário. Uma prótese fixa pode ser, na sua forma mais elementar, um conjunto formado apenas por um implante, um pilar e uma coroa, como se pode observar na Figura 2.7 [17]. O implante é colocado na estrutura óssea e sobre este é encaixado o pilar, que por sua vez faz a ligação à coroa.

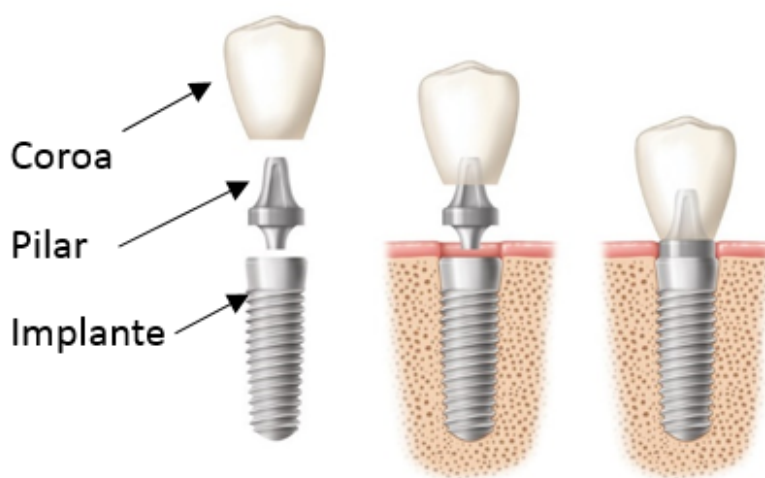


Figura 2.7 – Elementos base de uma prótese fixa.

Um implante pode ter uma só coroa ou várias sucessivas caso estas se liguem a outro implante. Este formato está presente na Figura 2.8(a) [18], designando-se por ponte.

Outra variante da prótese fixa é a denominada sobredentadura, na qual são colocados implantes em localização estratégica, dispersos pela arcada da maxila ou da mandíbula. Nesta solução, o sistema de ancoragem pode ser uma barra de titânio adaptada e aparafusada à estrutura da boca, Figura 2.8(b) [18], ou somente suportada e retida por implantes colocados na cavidade oral, Figura 2.8(c) [18]. A estrutura restante consiste numa prótese total acrílica que na sua zona interior tem encaixes que acoplam sob a forma macho/fêmea nos implantes/barra colocados na arcada. O carácter fixo desta solução permite ao utilizador eliminar os problemas de retenção que podem surgir nas próteses removíveis, no entanto apresenta como desvantagens o seu elevado custo e obriga a um maior cuidado com a higiene oral.

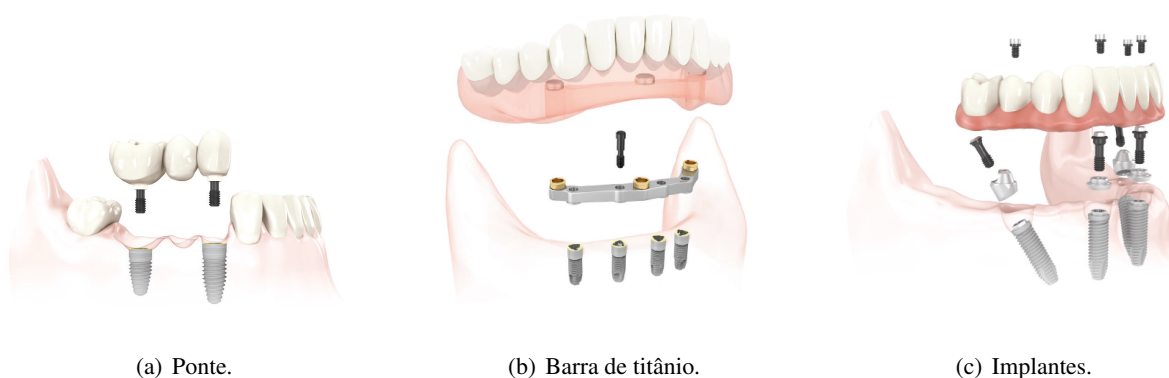


Figura 2.8 – Suporte e retenção de próteses fixas.

A prótese fixa engloba ainda uma técnica conservadora que consiste em colar definitivamente uma coroa, muito semelhante àquela usada nos implantes, num dente com raiz natural mas que foi previamente desvitalizado², Figura 2.9 [15]. Apresenta como vantagens o facto de ser mais económica que a colocação de um implante, mantendo igualmente uma boa estética. Como desvantagens apresenta principalmente uma maior fragilidade em termos de estrutura radicular³, por estar apoiada num dente desvitalizado, podendo na presença de forças de magnitude elevada fraturar facilmente [15].



Figura 2.9 – Colagem de coroa num dente desvitalizado.

²Desvitalizado - Dente do qual foi retirado o nervo.

³Radicular - Relativo à raiz.

Uma outra técnica, que resulta da junção de sobredentaduras sobre implantes e a previamente falada, é a sobredentadura sobre dentes existentes, Figura 2.10 [15], que consiste em aproveitar a raiz de um dente desvitalizado para se colocar, de forma provisória ou definitiva, um apoio para a prótese. Estas exigem um elevado grau de higiene e consultas de controlo regulares, contudo é uma técnica menos invasiva, mais económica e que conserva a estrutura em redor do dente [15].

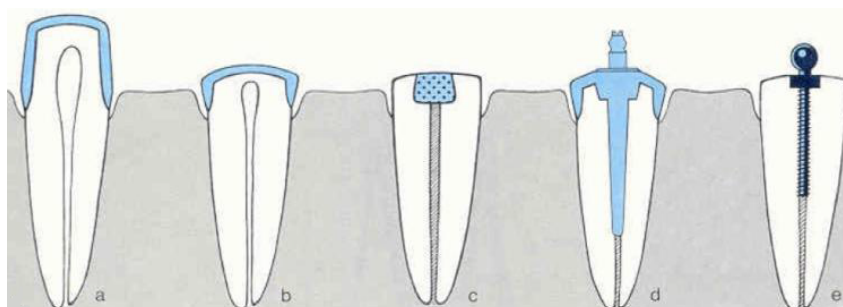


Figura 2.10 – Apoios para sobredentaduras em dentes desvitalizados.

2.3.3 Componentes de uma prótese fixa

O material utilizado na construção do implante e do pilar é essencialmente titânio. Tal deve-se à sua biocompatibilidade e às propriedades mecânicas que conferem uma boa resistência aos esforços envolvidos no ato da mastigação [19]. Já a coroa é feita num material cerâmico que também é biocompatível e cuja pigmentação se assemelha à cor natural dos dentes, a zircónia [20]. De forma a promover a estabilidade do implante e o crescimento ósseo, são utilizados revestimentos de óxido de titânio na rosca do implante [18]. Existem vários tamanhos para os implantes, conforme o espaço disponível e o tipo de dente a substituir, assim como vários modelos de implantes e pilares adaptados a cada caso clínico, Figura 2.11 [21].



Figura 2.11 – Formas de pilares e implantes.

Quanto aos pilares, os tipos mais comuns são: cónico interno, tri-lobular e hexagonal externo, visíveis na Figura 2.12 [18].

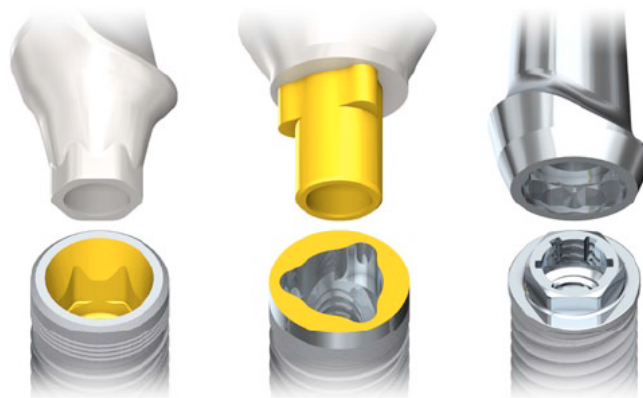


Figura 2.12 – Tipos de conexões entre pilares e implantes da *Nobel Biocare*.

2.4 Sensores de força

Pretende-se fazer a sensorização de uma prótese dentária de forma a restabelecer o sentido tátil na mastigação, que é perdido pela remoção de um ou vários dentes. Este sentido inclui uma percepção de força e temperatura (entre outros), sendo o primeiro o de maior relevância e no qual se foca esta dissertação.

Existem vários tipos de sensores de força, dos quais se destacam três: células de carga, sensores piezoresistivos e sensores piezoelétricos. As células de carga e os piezoresistivos variam a sua resistência em função de uma carga aplicada, ao passo que os piezoelétricos geram uma carga elétrica proporcional à pressão aplicada.

2.4.1 Célula de carga

Uma célula de carga é um transdutor que converte uma força num sinal elétrico mensurável. Embora existam vários tipos de células de carga, a mais comum é a que se baseia em extensómetros.

Na Figura 2.13 são apresentadas alguns tipos de células de cargas. A célula representada na Figura 2.13(a) [22] é geralmente utilizada na construção de balanças ou em aplicações onde o espaço não é um fator eliminatório. Já a célula mostrada na Figura 2.13(b) [23] é ideal para a medição de forças de compressão aplicadas de forma axial. Por último, na Figura 2.13(c) [24], visualiza-se uma célula em forma de "S" que é adequada para medição de tensão/compressão [25].



(a) *Single Point*.

(b) *Button*.

(c) *S Beam*.

Figura 2.13 – Tipos de células de carga.

As vantagens deste tipo de solução são a sua versatilidade, grande exatidão e baixo custo. São também fiáveis pois normalmente são utilizadas em aplicações que requerem condições de funcionamento exigentes como é o caso das balanças industriais. Como desvantagens existe o seu elevado atravancamento e a necessidade de alimentação elétrica.

2.4.1.1 Extensómetros

Os extensómetros são a forma mais genérica de medição de pequenas deformações resultantes da aplicação de força. Baseiam-se na variação da resistência de um condutor elétrico quando uma carga é aplicada ao elemento onde este está aplicado. A sensibilidade de um extensómetro ao longo dos seus eixos de medição é definida pelo *gauge factor* ou GF, que relaciona a variação da resistência elétrica $\Delta R/R$ com a deformação do extensómetro $\Delta L/L$, de acordo com a equação 2.1.

$$GF = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (2.1)$$

Este tipo de medição de força é utilizado essencialmente para cargas constantes como pesos ou pressões. São de baixo custo, compactos e apresentam uma boa linearidade e precisão [26]. Na Figura 2.14 [27] é possível ver uma película com um extensómetro integrado.

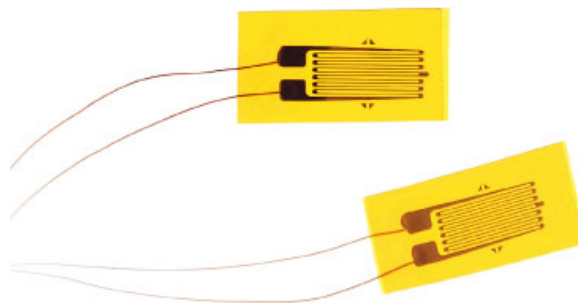


Figura 2.14 – Extensómetros

Como é a forma mais genérica de medição de força, muitos estudos na área da medicina dentária recorreram a este tipo de sensores, por exemplo, para avaliar o comportamento biomecânico de um implante ou para avaliar cargas axiais em próteses parciais fixas [28] [29].

2.4.2 Piezoresistivos

Os sensores piezoresistivos *FlexiForce* [30] são compostos por duas placas condutoras separadas por um material com uma determinada resistência elétrica. A aplicação de uma força aproxima as placas condutoras e assim a resistência entre elas diminui.

Este tipo de sensor, visível na Figura 2.16 [31], é diferente do extensômetro na medida em que a sua resistência depende da força aplicada em vez da deformação do objeto em que estaria colado o extensômetro. Sem força aplicada o material recupera, oferecendo uma elevada resistência elétrica, contudo quando é aplicada uma força, essa mesma resistência desce para valores substancialmente inferiores, num comportamento que se aproxima duma exponencial negativa.

Como o princípio de funcionamento deste tipo de sensores se baseia na variação da sua resistência, a temperatura a que este estará sujeito influencia a resistividade, o que leva a cuidados na escolha e projeto deste tipo de solução [32]. No gráfico da Figura 2.15 [32] podemos observar a curva característica de um sensor *FlexiForce* e constatar que à medida que aumenta a força, a resistência vai diminuindo, o que implica que a condutibilidade aumente de forma quase linear.

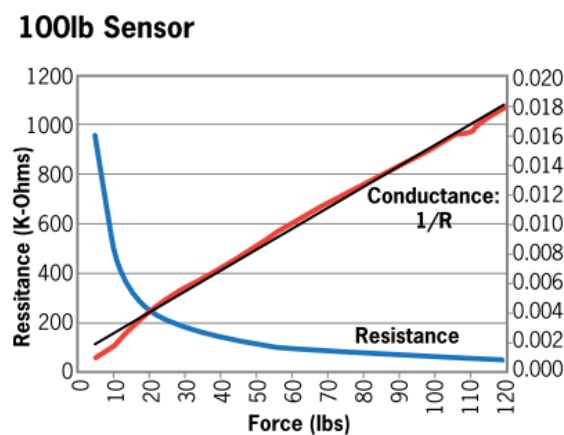


Figura 2.15 – Curva característica de um sensor piezoresistivo *FlexiForce*.



Figura 2.16 – Sensor *FlexiForce A401* da Tekscan.

Na Tabela 2.1 [31] podemos ver quais as características principais deste sensor de força.

Tabela 2.1 – Propriedades do sensor *FlexiForce A401*.

Área sensível	25,4 mm ²
Espessura	0,203 mm
Linearidade	< ± 3% da escala
Histerese	< ± 4,5% da escala
Tempo de resposta	< 5 μs
Gama de medição	0 ... 111 N
<i>Drift</i>	< 5% por escala de tempo logarítmica
Substrato	Poliéster

As vantagens destes sensores são o seu baixo consumo de energia, a espessura reduzida, a flexibilidade e a relação linear entre a força aplicada e o sinal produzido. Como desvantagens existe a histerese, a sensibilidade a variações de temperatura, razoável resposta a solicitações dinâmicas e um *drift*, isto é, uma variação com o tempo da resistência do sensor quando solicitado com uma carga estática [33] [34].

Este tipo de sensores são usados na avaliação da distribuição da força da mordida [35] recorrendo a um equipamento designado por *T-Scan*, Figura 2.17 [36], mas são relativamente grandes para a aplicação pretendida.

Figura 2.17 – Sistema *T-Scan*.

2.4.3 Piezoelétricos

A piezoelectricidade é a capacidade de alguns materiais em desenvolver cargas elétricas na sua superfície quando é exercido um esforço mecânico. No sentido oposto, quando uma tensão elétrica é aplicada, estes sofrem uma deformação linearmente proporcional, Figura 2.18 [37]. Tal fenómeno foi descoberto por Jacques e Pierre Curie em 1880.

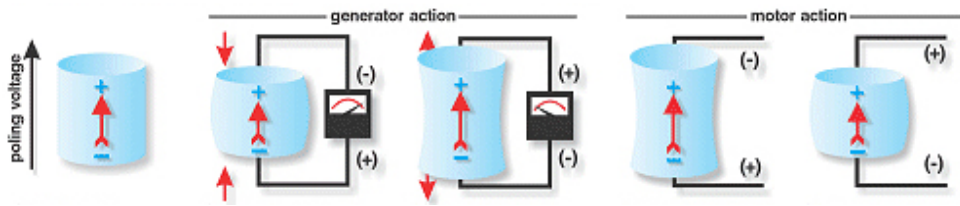


Figura 2.18 – Comportamento de um material piezoelétrico.

Os sensores piezoelétricos são ativos, isto é, não requerem fontes externas de alimentação pois comportam-se como geradores, produzindo um sinal elétrico quando sujeitos à pressão. Para gerar esse sinal elétrico o sensor precisa de sofrer uma pequena deformação que, graças à sua rigidez característica, é muito reduzida (tipicamente alguns micrómetros). Se for aplicada uma carga estática ao material, o sinal elétrico inicialmente gerado irá desaparecer, retornando a zero. Existem vários materiais com características piezoelétricas, dos quais se destacam alguns cerâmicos, polímeros e os cristais de quartzo [38].

Estes materiais possuem diversas propriedades: dielétricas, eletromecânicas e mecânicas que serão relevantes no momento de seleção do material mais indicado. Dentro das dielétricas encontramos a permissividade relativa, ϵ_r , o fator de dissipação dielétrica, $\tan \delta$ e a temperatura de Curie, T_c . Nas eletromecânicas temos as constantes de frequência, N_i , o coeficiente de acoplamento, k , a constante de carga piezoelétrica, d_{ij} e a constante de tensão piezoelétrica, g_{ij} . Nas restantes propriedades destaca-se ainda a taxa de envelhecimento do material.

Na Figura 2.19 [39] é mostrado um referencial que indica os índices a considerar nas constantes piezoelétricas.

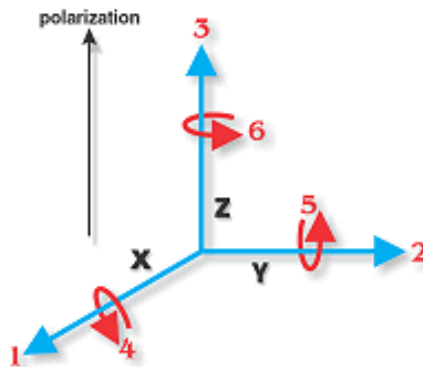


Figura 2.19 – Índice de direções do referencial utilizado para caracterizar as constantes piezoelétricas.

No caso da constante d_{ij} , o índice i significa a direção do campo elétrico/força aplicada e o índice j a direção em que está sendo medida a deformação/carga elétrica (sendo i e j igual a 1 para o eixo x , igual a 2 para o eixo y e igual a 3 para o eixo z ; o eixo z é sempre o da polarização).

A constante de tensão g relaciona a dimensão entre a tensão gerada por metro e a força aplicada no material e representa-se na unidade Vm/N [40].

O coeficiente de acoplamento k é um parâmetro adimensional que serve de indicador da eficiência com que o material piezoelétrico converte energia elétrica em energia mecânica e vice-versa.

A constante de frequência N_i descreve a relação entre a geometria do sensor e a correspondente frequência de ressonância. O índice indica o eixo de oscilação correspondente e as unidades são expressas em $\text{kHz} \times \text{mm}$.

Nas propriedades dielétricas surge um dado importante, a temperatura de Curie. Esta temperatura tem um valor limite que, se for ultrapassado, causa a perda das propriedades piezoelétricas do material [41]. Este parâmetro não é crítico para a aplicação em si, mas pode condicionar o método de produção, uma vez que alguns tratamentos aos componentes metálicos podem envolver temperaturas elevadas.

Finalmente, a taxa de envelhecimento do material é medida em $\%/ \text{década}$, quantificando a degradação ao longo do tempo das propriedades do sensor.

2.4.3.1 Quartzo

Os cristais de quartzo foram os primeiros materiais a serem descobertos com efeito piezoelétrico [42]. Na Figura 2.20 [43] podemos ver os sensores *SlimLine* da *Kistler*.

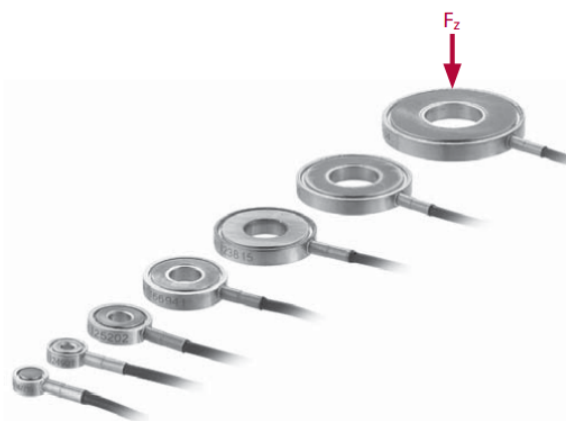


Figura 2.20 – Sensor de quartzo *SlimLine* da *Kistler*.

Com um desenho plano, estes sensores de quartzo permitem medir forças dinâmicas e quase-estáticas. Elevada resolução, rigidez e dimensões reduzidas são o que distingue este tipo de sensor. A força a ser medida atua no sensor através de uma pré-carga seguida de uma solicitação, produzindo uma carga elétrica diretamente proporcional à força que, por sua vez, é conectada a um amplificador de carga [43].

2.4.3.2 Cerâmicas piezoelétricas

Dentro dos cerâmicos, o mais conhecido e usado é o titanato zirconato de chumbo, ou PZT, Figura 2.21 [44]. É um sensor piezoelétrico artificial com capacidade de libertar eletrões quando deformado. Este material é rígido, quimicamente inerte, relativamente barato, exibe uma grande sensibilidade e pode trabalhar em temperaturas de funcionamento mais elevadas. Outra vantagem é a de produzir mais carga que os outros tipos de materiais graças às suas propriedades químicas, contudo o PZT contém chumbo, que é uma substância tóxica.

Com o passar do tempo o PZT vai envelhecendo, provocando a degradação das suas propriedades, sendo a temperatura a que o material vai estar sujeito é um fator catalisador dessa degradação [45]. Outra

desvantagem está relacionada com o comportamento mecânico do material, pois sendo um cerâmico terá uma boa resistência à compressão e mau comportamento à tração e ao choque.

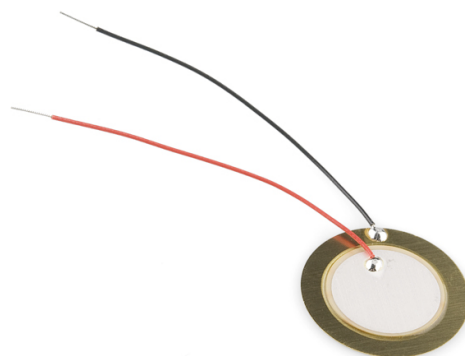


Figura 2.21 – Sensor PZT.

2.4.3.3 Polímeros piezoelétricos

Relativamente aos polímeros, o mais estudado e utilizado é o fluoreto de polivinilideno – PVDF, Figura 2.22 [46], existindo outras variantes deste na forma de copolímero. A piezoelectricidade deste material pode ser obtida orientando os dipolos moleculares na mesma direção ao aplicar um campo elétrico intenso, tal processo é designado por polarização. Esta é feita essencialmente para se orientar as cadeias macromoleculares do polímero, a contribuição das cargas injetadas para o efeito piezoelétrico é de importância secundária. As vantagens do fluoreto de polivinilideno residem na sua flexibilidade, isto é, na possibilidade de aplicação em superfícies de vários formatos. São quimicamente inertes e têm uma estabilidade dos coeficientes piezoelétricos ao longo do tempo até uma temperatura de funcionamento de aproximadamente 90°C [47].

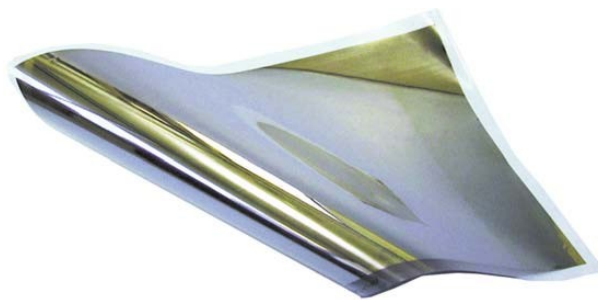


Figura 2.22 – Filme de PVDF.

2.5 Conclusão

Neste capítulo foram introduzidos conceitos sobre a estrutura dentária do ser humano, quais os meios utilizados no processo de transmissão nervosa e como se processa a informação entre o cérebro e os dentes.

Foram abordadas as soluções que existem para a ausência de dentes, descritos os materiais utilizados e quais as vantagens e desvantagens das próteses dentárias.

Fez-se referência a alguns estudos na área da medicina dentária que avaliam a distribuição de forças no ato mastigatório e, também, a utilização de sensores de força para avaliar os esforços a que estão sujeitos implantes e próteses parciais fixas.

Foram também descritas soluções no que diz respeito aos sensores de força. Os mais abrangentes são as células de carga e os piezoresistivos, contudo os materiais piezoelétricos são um tipo de materiais que têm vindo a evoluir e que surgem como alternativas interessantes para esta aplicação uma vez que não é necessária alimentação, gerando a sua própria energia.

Capítulo 3

Proposta de Solução

3.1 Introdução

Pretende-se, à luz do que foi referido nos capítulos anteriores, desenvolver uma solução que permita implementar um sensor de força num modelo de uma prótese dentária, recolher o sinal quando este é solicitado e disponibilizar essa informação no computador, Figura 3.1.

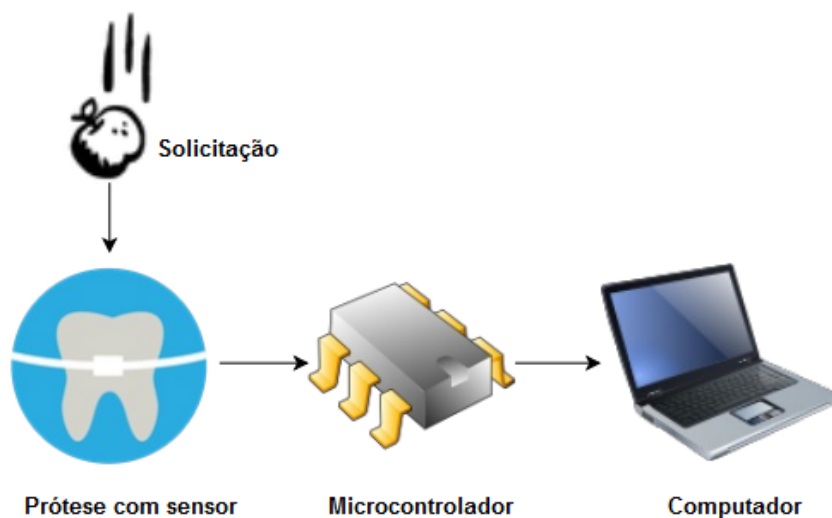


Figura 3.1 – Esquema da solução proposta.

Neste capítulo serão expostas as várias etapas da solução desenvolvida e os problemas que se enfrentaram para chegar à solução final.

3.2 Localização do sensor de força numa prótese fixa

Conhecendo os diferentes tipos de próteses, foi feito um estudo sobre qual o tipo que favorece as condições do projeto. Como vimos no capítulo 2, o implante é colocado no osso e sobre este assenta a restante estrutura da prótese.

A primeira hipótese considerada para a localização do sensor de força baseia-se na conexão em hexágono externo entre pilar e implante, visível na Figura 3.2. Desta forma não se retira espaço, algo crítico neste tipo de estrutura, estando o sensor pré-carregado pelo avanço do parafuso que liga o implante ao pilar. Assim, garante-se um bom contacto e transmissibilidade entre a força e o sensor. Todavia, esta solução implica que o sensor esteja em contacto com uma zona sensível entre o osso e a mucosa, aumentando a probabilidade de problemas relativos à cicatrização da zona sujeita ao ato médico.

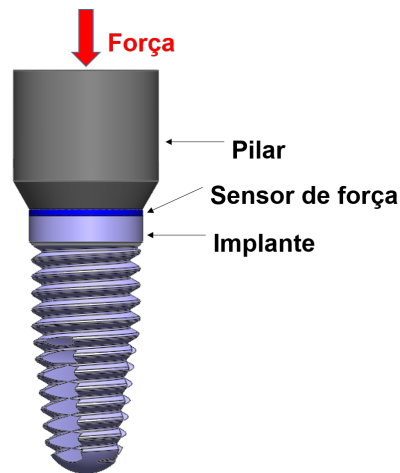


Figura 3.2 – Sensor de força colocado entre pilar e implante.

A segunda hipótese baseia-se na colocação do sensor dentro da coroa, Figura 3.3. Esta solução seria mais vantajosa para pré-molares e molares, contudo para incisivos e caninos o tamanho da coroa é mais pequeno, obrigando a que o sensor fosse ainda mais reduzido. Outro problema é o facto de, no processo de criação da coroa, o material cerâmico ser sujeito a elevadas temperaturas, podendo danificar o sensor.



Figura 3.3 – Sensor de força no interior da coroa.

Nas soluções propostas anteriormente, percebemos que a falta de espaço é um problema e que a zona onde se coloca o sensor pode ser viável do ponto de vista mecânico mas não do ponto de vista médico.

3.2 Localização do sensor de força numa prótese fixa

Explorada a opção de colocar o sensor na coroa ou a opção interface pilar-coroa, a procura de soluções focou-se no pilar da prótese. Porém, os pilares existentes no mercado assentam na ligação entre os vários componentes da prótese através de parafuso, o que faz com que o conjunto seja extremamente rígido. Como as folgas são quase nulas e os materiais muito pouco deformáveis, os desenhos destas soluções não são ideais para o que se pretende implementar, por isso, procurou-se uma solução alternativa que possibilitasse a existência de uma folga ou deformação mais acentuada sem comprometer a estabilidade do sistema.

Tomando em consideração estes parâmetros, encontrou-se um sistema designado por *linea simplified*. Esta solução consiste num pilar aparafusado ao implante e a ligação deste à coroa é feita através de uma camisa plástica como se pode ver nas Figuras 3.4 e 3.5. A ligação entre o pilar e a coroa não envolve um parafuso de ligação, mas apenas um parafuso de segurança para evitar que a camisa saia em caso de falha da conexão plástica.

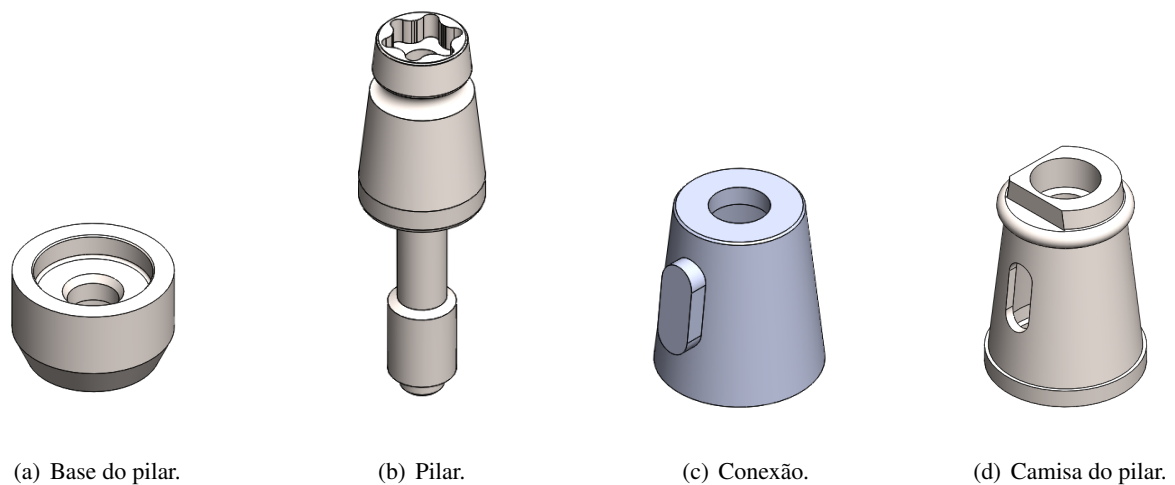


Figura 3.4 – Componentes da *linea simplified*.

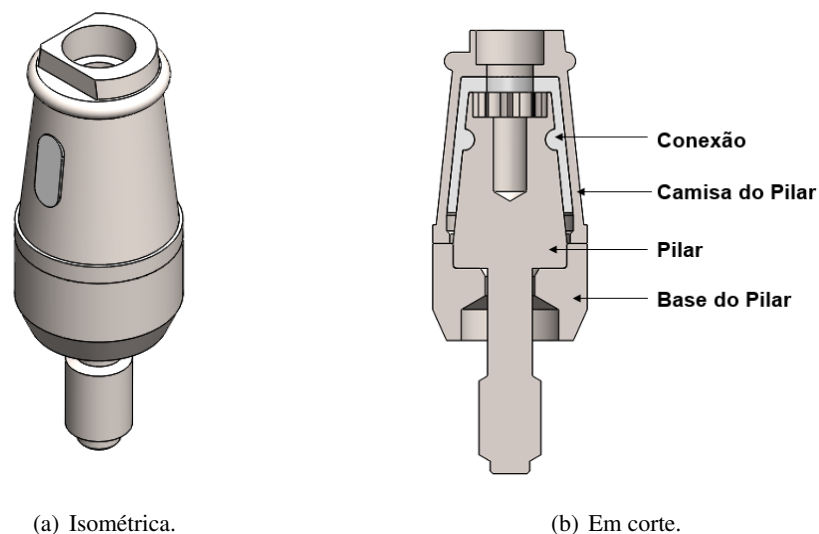


Figura 3.5 – Perspetivas do desenho de conjunto.

Com este sistema, considerou-se a hipótese da Figura 3.6, que consiste na colocação do sensor entre as duas faces paralelas que ligam o elemento de conexão à camisa do pilar. Esta opção não sofre as desvantagens das hipóteses anteriormente referidas, nomeadamente o contacto com o exterior pois localiza-se no interior da camisa do pilar e num nível superior. A força transmitida à camisa será a transmitida ao sensor, pois as faces estão em contacto tanto com a camisa como a conexão. A única desvantagem seria o aumento de espaço necessário para colocação do sensor, estando dependente das dimensões e formato deste.

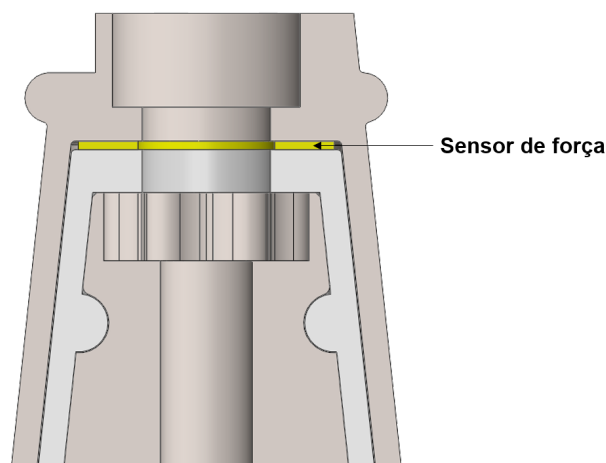


Figura 3.6 – Sensor entre a conexão e camisa da linea simplified.

Ponderando as vantagens e desvantagens de cada localização, optou-se pela solução da Figura 3.6, por não estar em contacto directo com o exterior e por não obrigar a alterações significativas no desenho do pilar.

3.3 Sensor de força

3.3.1 Seleção do sensor de força

Antes de seleccionar o tipo de sensor de força, é necessário relembrar os requisitos que este tem de cumprir:

- Medir forças até 150 N;
- Operar a baixas frequências;
- Possuir dimensões iguais ou inferiores a 2x2 mm na implementação real (para efeitos de protótipo este requisito não vai ser considerado de modo a facilitar todo o desenvolvimento);
- Muito baixo consumo;
- Bom comportamento a solicitações dinâmicas.

Caso o sensor seja do tipo passivo (extensômetro ou piezoresistivo) é necessária a sua alimentação, por exemplo, na forma de uma bateria. E assim nesta hipótese teríamos como inconveniente o espaço reduzido para colocar a bateria numa prótese de um só dente e o tamanho da mesma que, associado ao consumo energético do circuito, levantaria problemas de tamanho e capacidade.

Caso seja ativo (piezoelétrico) não é necessário uma fonte de tensão pois este gera uma carga proporcional à pressão sofrida. Aliado a este fator, o sensor piezoelétrico oferece uma boa resposta a solicitações dinâmicas, podendo assim evitar que qualquer movimento mais rápido ou intempestivo do paciente possa por em causa a estabilidade da prótese.

Face a estes requisitos, como o espaço disponível é reduzido e a alimentação do circuito do sensor de força um aspeto crítico, optou-se por escolher um sensor do tipo piezoelétrico. Assim, elimina-se a necessidade de recorrer a uma fonte de tensão para alimentar o sensor, poupa-se o espaço que seria ocupado pela fonte e garante-se uma boa resposta para solicitações dinâmicas.

Olhando para a solução da Figura 3.6, se a conexão plástica (Figura 3.4(c)) fosse feita em PVDF teríamos a situação ideal pois não se acrescentaria ou retiraria espaço e a própria peça geraria a carga elétrica quando deformada, além de ser um polímero biocompatível. Contudo é pouco viável pelos custos que acarreta numa fase tão embrionária do projeto, por isso, optou-se por colocar um sensor piezoelétrico entre a conexão (Figura 3.4(c)) e a camisa do pilar da prótese (Figura 3.4(d)).

Nessa proposta, para obter o feedback de força, foi utilizado um sensor piezoelétrico cerâmico de formato circular pois a prótese é, também, de revolução. O tipo cerâmico tem uma sensibilidade superior aos demais, embora não seja a solução ideal (pois como vimos contém chumbo), contudo foi a forma mais rápida e económica de iniciar o projeto visto que já existiam amostras disponíveis no laboratório.

Criaram-se modelos da *linea simplified* numa escala 10:1 de forma a poderem alojar os sensores existentes e porque não era viável nesta fase tentar uma solução à escala real por razões de custo e tempo.

As amostras existentes têm a forma de um disco e o fabricante é a *Morgan Advanced Materials* [48]. Estes discos são bastante frágeis e, após alguns testes, verificou-se que quebravam facilmente caso houvesse um ligeiro desequilíbrio na superfície do sensor quando este fosse atuado, inviabilizando a sua utilização para esta aplicação.

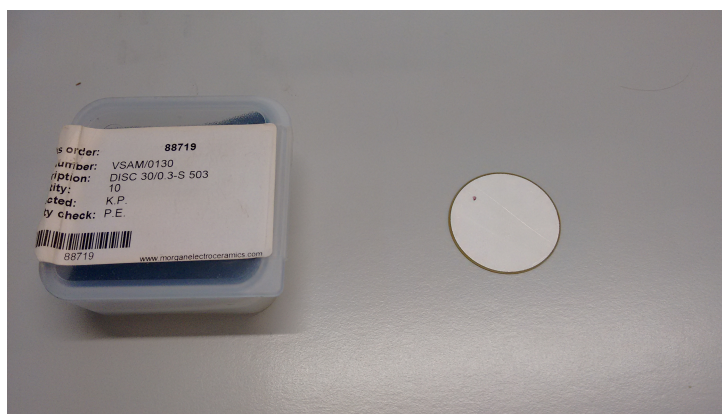


Figura 3.7 – Sensor da *Morgan Advanced Materials*.

Por isso, procuraram-se alternativas e a escolha recaiu no *Sonox P5* da empresa *CeramTec* [49]. Este sensor em forma de anel também é um piezoelétrico cerâmico e a sua forma e dimensão conferem uma maior robustez.

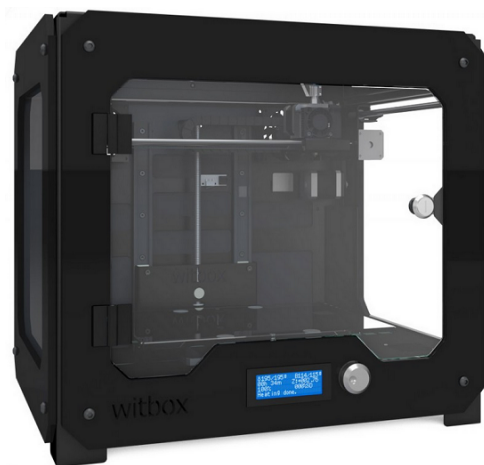


Figura 3.8 – Sensores Sonox P5 da CeramTec.

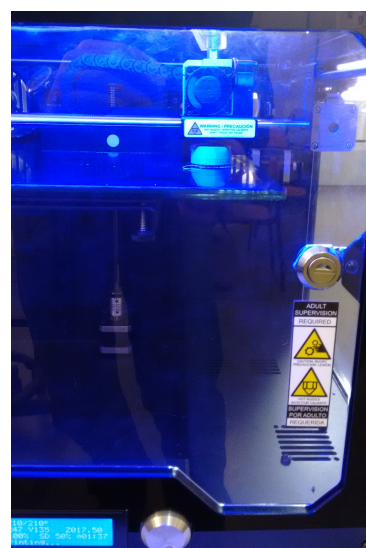
No anexo A.1 podemos observar os valores das propriedades piezoelétricas deste sensor.

3.3.2 Prototipagem da prótese fixa

Como foi referido, a solução proposta passa por utilizar o desenho da *linea simplified* com um sensor piezoelétrico integrado. Graças à ajuda da empresa Utilità [50], que disponibilizou os desenhos de fabrico, foi feita a modelação 3D no SolidWorks. Isto permitiu copiar na íntegra o desenho do produto e criar protótipos numa escala dez vezes superior com o recurso de uma impressora 3D, a BQ Witbox, Figura 3.9(a) [51]. A necessidade de criar modelos tão grandes deve-se ao facto de se tornar muito complicado trabalhar com peças na dimensão real.



(a) Impressora 3D.



(b) Impressão dos protótipos.

Figura 3.9 – Impressora 3D BQ Witbox e impressão dos protótipos.

Para soldar os cabos que transportam o sinal do sensor é aplicada uma gota de solda que, ao solidificar, tem uma espessura suficientemente relevante para que as faces deste e dos modelos impressos não fiquem totalmente em contacto. Para contornar este problema foram necessárias pequenas adaptações no desenho da conexão, Figura 3.4(c), e na camisa do pilar, Figura 3.4(d), para que o sensor ficasse corretamente colocado. Criaram-se supressões com a forma do sensor na conexão e na camisa, Figura 3.10, para garantir que este não se move lateralmente e, sob essas, pequenas cavidades para a solda não interferir no contacto.

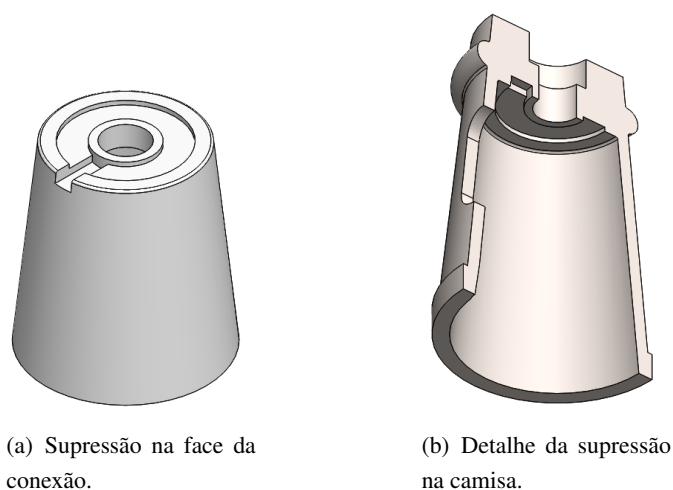


Figura 3.10 – Modificações para correto assentamento do sensor.

Foi feito um furo na camisa para que o fio que transporta o sinal do sensor de força passasse para o exterior. Foi também tirada uma parte do topo da camisa, cuja razão será explicada na secção 4.2. Na Figura 3.11 podemos observar a cinzento os modelos impressos, assim como as peças correspondentes à escala real. Não foi possível imprimir o pilar e a base deste devido a problemas técnicos com a impressora 3D.

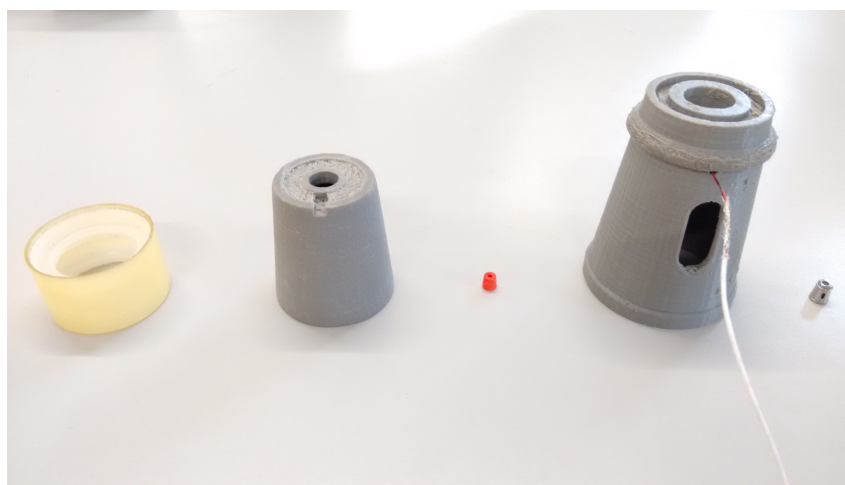


Figura 3.11 – Modelos impressos.

3.4 Aquisição do Sinal

3.4.1 Amplificador

O sinal produzido pelo sensor quando solicitado é bastante pequeno, por isso, recorreu-se ao amplificador LMC6001 da Texas Instruments (TI) que converte este sinal numa tensão à sua saída. Este amplificador tem uma elevada impedância na sua entrada que garante uma perda muito baixa do sinal através de correntes de fuga.

Na Figura 3.12 podemos ver os vários componentes do circuito eletrónico do amplificador de carga onde se distingue, delimitado por uma caixa a traço interrompido, o sensor piezoelétrico, sendo definido por uma resistência R_p , condensador C_p e por uma fonte de corrente q_p .

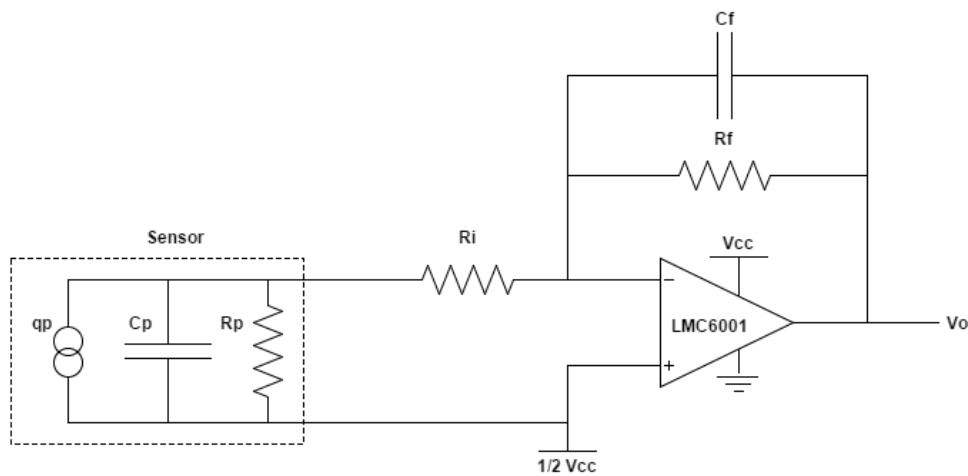


Figura 3.12 – Circuito eletrónico do amplificador de carga da TI.

De acordo com uma ficha técnica da TI [52], a saída V_o é influenciada, como se pode ver na Figura 3.12, pela carga q_p gerada pelo sensor, pelo condensador C_f e pela tensão de referência ao qual está ligado o amplificador. A expressão é descrita como:

$$V_o = -\frac{q_p}{C_f} + \frac{V_{cc}}{2} \quad (3.1)$$

O sensor tem uma determinada capacidade C_p e uma resistência R_p , sendo desprezável a capacidade do cabo C_c que faz a ligação do sensor ao amplificador por ser de uma dimensão muito pequena.

As frequências no ato de processamento dos alimentos são difíceis de definir pois variam com a textura, tamanho do alimento e hábitos do indivíduo. Vários estudos feitos sobre esta temática apontam para um valor entre aproximadamente 0,94 e 2,67 Hz [53, 54].

A gama de frequências na qual será feito o ganho do sinal está dependente de R_f e C_f para o limite inferior f_L (Equação 3.2) e de C_p e R_i para o limite superior f_H (Equação 3.3), desprezando C_c por ser muito pequeno relativamente aos demais componentes. O ganho G é dado pelo inverso de C_f (Equação 3.4).

$$f_L = \frac{1}{2\pi \cdot R_f \cdot C_f} \quad (3.2)$$

$$f_H = \frac{1}{2\pi \cdot R_i \cdot (C_p + C_c)} \quad (3.3)$$

$$G = \frac{1}{C_f} \quad (3.4)$$

3.4.2 Microcontrolador

Para a aquisição do sinal gerado pelo sensor foi utilizado o módulo ADC do Arduino Uno, Figura 3.13 [55]. Esta placa foi escolhida por ser de baixo custo e permitir, através da plataforma Linx [56], uma fácil conexão ao LabVIEW. Aliados a estes argumentos, acrescenta-se que o Arduino tem uma comunidade gigantesca de utilizadores que desenvolvem e partilham soluções baseadas neste microcontrolador.

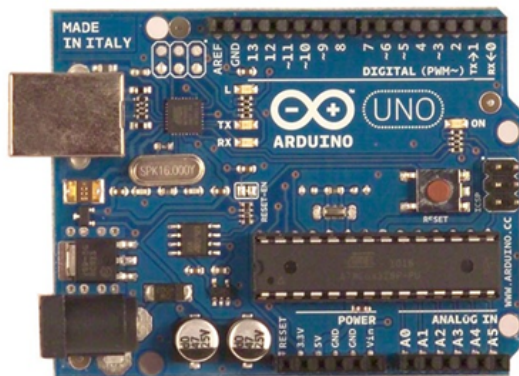


Figura 3.13 – *Arduino Uno*.

Na Tabela 3.1 são descritas as características técnicas do *Arduino Uno*.

Tabela 3.1 – Características do *Arduino Uno*.

Placa	Arduino Uno
Microcontrolador	ATmega 328
Velocidade de clock	16 MHz
Memória	32 KB
RAM	2 KB
Entradas e saídas	6 portas analógicas (ADC 10 bit) 14 portas digitais (6 das quais com saída PWM)
Programação	Arduino IDE
Custo	20 € + IVA

3.4.3 Circuito de amplificação

Como a carga gerada pelo sensor piezoelétrico é baixa, é necessário amplificar este sinal recorrendo ao circuito apresentado na subsecção 3.4.1. Na Figura 3.14 é possível ver o circuito de amplificação

implementado numa *breadboard*, sendo alimentado pelo Arduino Uno (entre 0 e 5V DC) e ao qual se liga a saída diferencial do sensor de força.

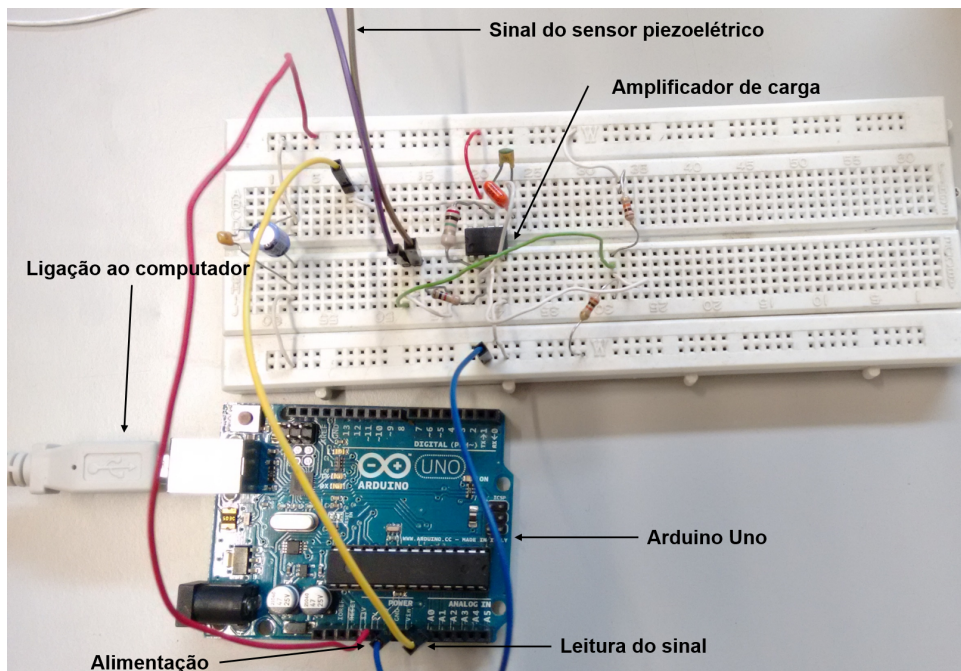


Figura 3.14 – Circuito de amplificação e aquisição de sinal.

Tendo em consideração as equações 3.2, 3.3 e 3.4, foram calculados os valores das resistências e condensadores do circuito. Respeitando as equações, é necessário cumprir no mínimo a equação 3.2, que define a partir de que frequência o ganho é aplicado. Como referido no capítulo anterior, a frequência do ato mastigatório varia entre aproximadamente 0,94 e 2,67 Hz, por isso, atribuiu-se o valor de $2\text{ M}\Omega$ à resistência R_f e o valor de $0,1\text{ }\mu\text{F}$ ao condensador C_f , que também influencia o ganho do amplificador, resultando num ganho de 10^6 e de uma frequência mínima de 0,80 Hz. Quanto a R_i , foi usada a resistência de $1\text{ k}\Omega$ pois foi a que gerou melhores resultados.

3.5 Interface – LabVIEW

O LabVIEW é uma linguagem de programação gráfica criada pela NI na década de 1980. A programação é feita de acordo com o modelo de fluxo de dados, o que oferece a esta linguagem vantagens para a aquisição e manipulação de dados.

Os programas criados em LabVIEW designam-se por instrumentos virtuais, ou VI. São compostos por um *painel frontal*, que contém a interface com o utilizador e por um *diagrama*, que contém o código gráfico do programa. Na Figura 3.15 podemos ver a diferença entre o *painel frontal*, à esquerda e o *diagrama*, à direita.

O *painel frontal* pode comunicar com o diagrama de blocos através de manipuladores, botões, caixa de texto, entre outros. Por outro lado os dados que o diagrama de blocos processa podem-se apresentar em gráficos, indicadores de nível, sinalizadores luminosos etc.

3.6 Conclusão

Na interface gráfica está associado a cada objeto do *painel frontal* um bloco no *diagrama*, desta forma perde-se menos tempo a desenvolver a HMI sendo mais fácil a leitura e utilização [57].

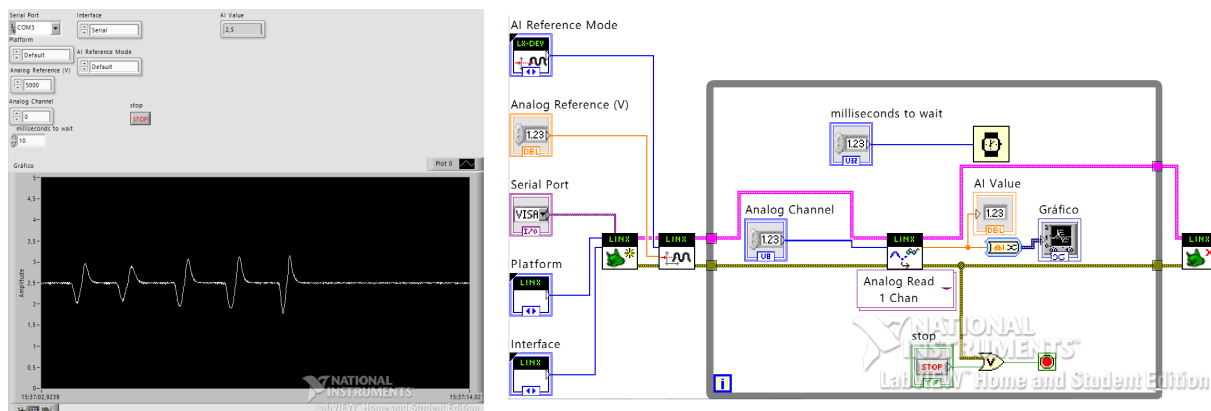


Figura 3.15 – Ambiente de programação em LabVIEW.

O LabVIEW tem vários *add-ons* entre os quais o LINUX [56], Figura 3.16. Esta ferramenta *open-source* permite controlar ou adquirir dados através de plataformas de sistemas embebidos como é o caso do Arduino, ligando a uma porta USB. Associando os blocos podemos fazer leituras/escritas de portas analógicas ou digitais, utilizar protocolos de comunicação I²C, UART e SPI, utilizar sensores, etc.

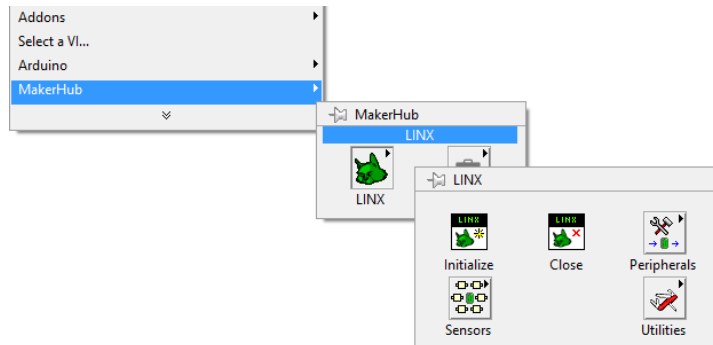


Figura 3.16 – Menu do Linx no LabVIEW.

A interface desenvolvida assenta num conjunto de controlos, indicadores e gráficos que disponibilizam a informação ao utilizador no computador. É ainda possível gravar os dados adquiridos em ficheiro para posterior análise, bastando um clique com o botão direito do rato na zona do gráfico e selecionar a opção "*Export to Excel...*".

3.6 Conclusão

Neste capítulo foram indicadas várias propostas para localização de um sensor de força e em que prótese dentária isso seria mais favorável, fazendo uma réplica à escala de 10:1 dessa prótese com a ajuda de uma impressora 3D.

Foi feita uma avaliação das vantagens e desvantagens dos sensores de força, optando-se pelo sensor piezoelétrico devido à não necessidade de alimentação e de possuir um bom comportamento às solicitações envolvidas no ato da mastigação.

Como o sinal produzido pelo sensor é bastante pequeno, recorreu-se a um amplificador de carga da TI, sendo a sua saída ligada a um microcontrolador, o Arduino Uno, para obter o sinal produzido e transmiti-lo para um computador.

A interface gráfica desenvolvida é baseada no LabVIEW, que permite observar a variação do sinal ao longo do tempo.

Capítulo 4

Teste do Protótipo

4.1 Dispositivo de ensaios

Para aferir o comportamento do sensor de força escolhido é necessária uma máquina que reproduza o movimento mastigatório visível na Figura 4.1 [58] e que simule os esforços a que a prótese está sujeita. O movimento mastigatório pode ser dividido em quatro fases, começando por um fecho rápido (FR) antes do contacto com o alimento, seguido de fecho lento (FL) quando processa o alimento. Dado o primeiro golpe, começa com uma abertura lenta (AL) e, assim que deixa de estar em contacto com o alimento, efetua uma abertura rápida (AR) [58].

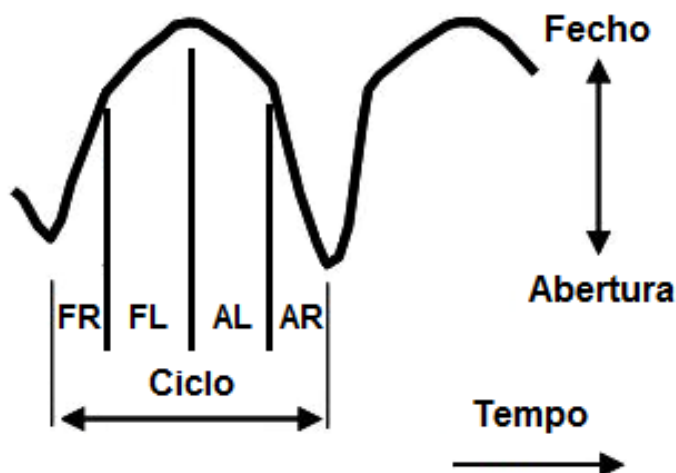


Figura 4.1 – Movimento do ciclo mastigatório.

Por aproximação podemos dizer que é semelhante a um movimento sinusoidal retificado, podendo variar a sua amplitude e frequência. Tendo o movimento caracterizado, foram pensados dois sistemas para caracterização e teste da solução desenvolvida.

A primeira proposta consiste num mecanismo formado essencialmente por dois elementos: uma mola e uma mesa de posicionamento com CNC. O objetivo desta proposta é fazer com que a mesa avance e recue num só eixo e, com a ajuda desta, se comprima a mola contra o protótipo criado. Na

Figura 4.2 pode-se ver a configuração idealizada do ensaio que consiste em apoiar a mola num dos seus extremos contra a prótese (que contém a alteração mencionada na subsecção 3.3.2) ficando o outro extremo encostado a uma cantoneira fixa à mesa. O modelo de prótese fixa é apoiado num pino que está fixo a um pequeno torno. Assim, através da relação entre força, deslocamento e rigidez da mola é possível relacionar a força aplicada com o deslocamento que a mesa (solidária com a cantoneira) imprime à mola.

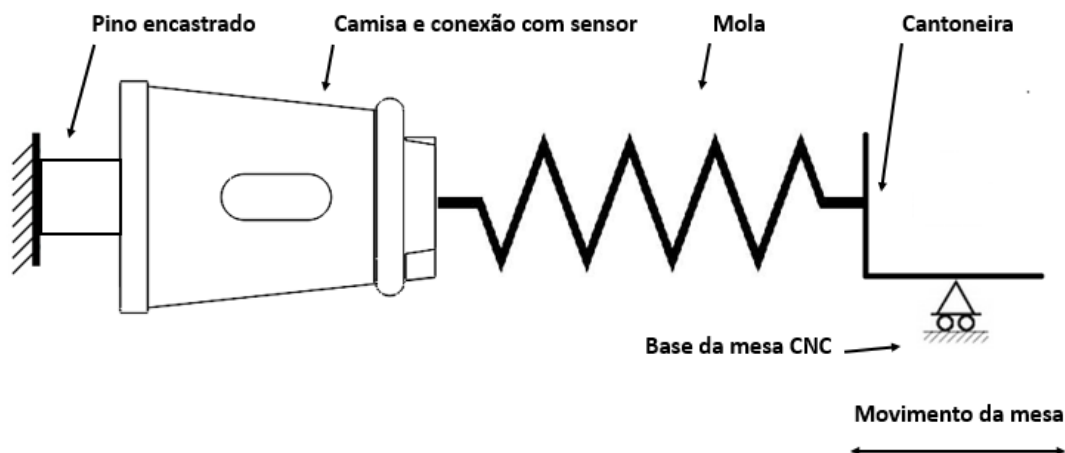
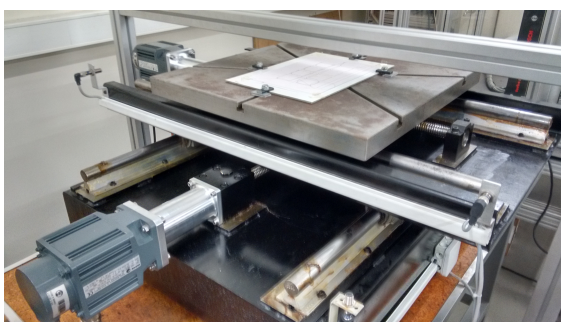
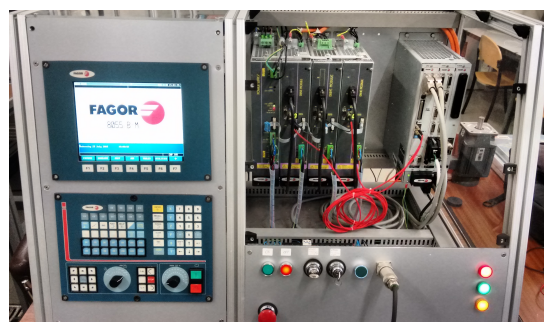


Figura 4.2 – Configuração para ensaio

Para garantir uma deformação bem definida da mola é utilizada uma mesa de posicionamento com dois eixos associada a um controlo numérico computadorizado da Fagor, modelo 8055 M (Figura 4.3). Esta mesa tem uma exatidão de posicionamento à décima de milímetro, sendo a linguagem de programação da máquina em código G.



(a) Mesa de posicionamento cartesiana.



(b) CNC Fagor 8055 M.

Figura 4.3 – Mesa de posicionamento e CNC.

A segunda proposta tem por base o Sistema de Ensaio Dinâmico de Elevado Desempenho, SEDED, propriedade do INEGI. Este sistema hidráulico, Figura 4.4, permite fazer ensaios com controlo de força ou de posição com alta precisão e vários perfis de solicitação.

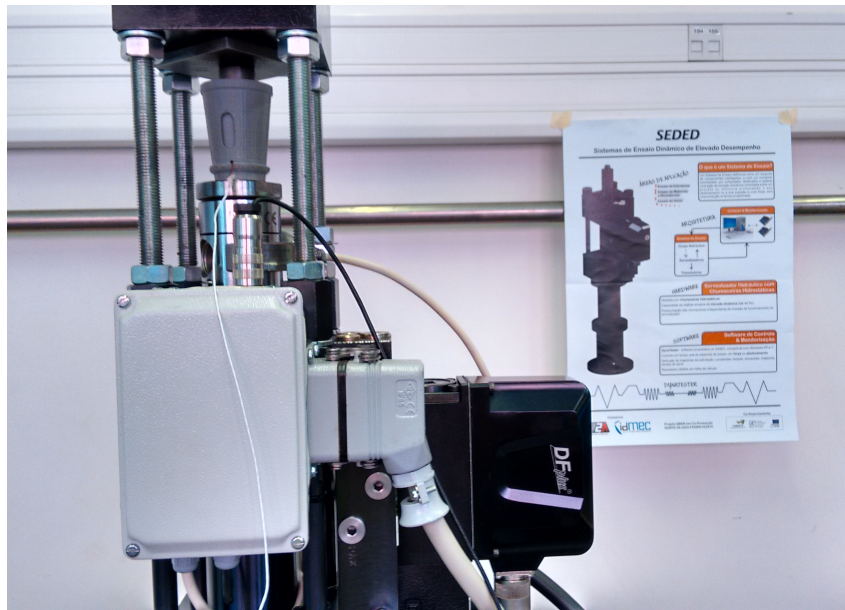


Figura 4.4 – Sistema de Ensaio Dinâmico de Elevado Desempenho.

Na Tabela 4.1 estão descritas algumas características desta máquina.

Tabela 4.1 – Características do SEDED.

Características	Valor
Força máxima	3 kN
Transdutor de posição	0 - 5 mm
Transdutor de força	± 25 kN
Tipo de ensaios	Tração Compressão Fadiga
Perfil de posição ou força	Sinusoidal Serra Trapezoidal
Taxa de aquisição máxima	2 kHz

Como referido na Tabela 4.1, esta máquina consegue comandar o seu cilindro hidráulico num perfil de posição sinusoidal, permitindo replicar o que acontece no movimento mastigatório. No caso de controlo de força, a carga exercida na trituração do alimento pode ser entendida igualmente como sinusoidal, semelhante ao perfil de posição da mandíbula. A força máxima aplicada e a escala do transdutor de força são muito superiores ao necessário, pelo que é preciso verificar se é possível fazer um comando de força de acordo com os requisitos do ensaio, ou se se opta pelo controlo de posição.

4.2 Ensaios realizados

Pretende-se fazer uma caracterização do sensor piezoelétrico de forma a perceber a relação entre o sinal emitido e a força que lhe é aplicada. Foram propostas duas opções para simular o movimento e força exercida na mastigação: mesa de posicionamento com CNC ou o SEDED.

Inicialmente, utilizou-se a primeira opção para caracterizar o comportamento do sensor de força de acordo com os parâmetros da Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Parâmetros dos ensaios com a mesa CNC.

Parâmetros	Valor
Amplitude (mm)	50
Constante de rigidez da mola (N/mm)	2
Força máxima (N)	100
Velocidade (mm/s)	Variável

Tomando-se em consideração um estudo que indica que alimentos comuns como cenouras, biscoitos e carne cozida resultam na aplicação de forças entre 70 e 150 N num único dente [59], a força máxima aplicada no ensaio resulta do produto da amplitude imposta à mola com a rigidez desta, definindo um valor de 100 N com metade do curso do elemento elástico.

Programou-se a máquina para avançar e recuar ao longo do seu eixo Y entre um ponto de referência (no qual a mola se encontra descarregada) e a amplitude máxima pretendida, colocando as peças de acordo com a configuração apresentada na Figura 4.5, ligando o sensor ao amplificador e este ao Arduino. Não foi possível imprimir as restantes peças devido a dificuldades técnicas com a impressora 3D, por isso, foi colocado um pino com diâmetro aproximadamente igual ao diâmetro da superfície inferior da conexão. Desta forma, a carga aplicada no pino será a mesma que é transmitida ao conjunto conexão-sensor-camisa. A mola efetua contacto com o topo da camisa, na zona onde se fez o rasgo visto na Figura 3.11, de forma a evitar que a mola se possa mover noutra direção. O varão que atravessa todo o conjunto serve como medida de segurança para evitar que a mola salte da sua posição.

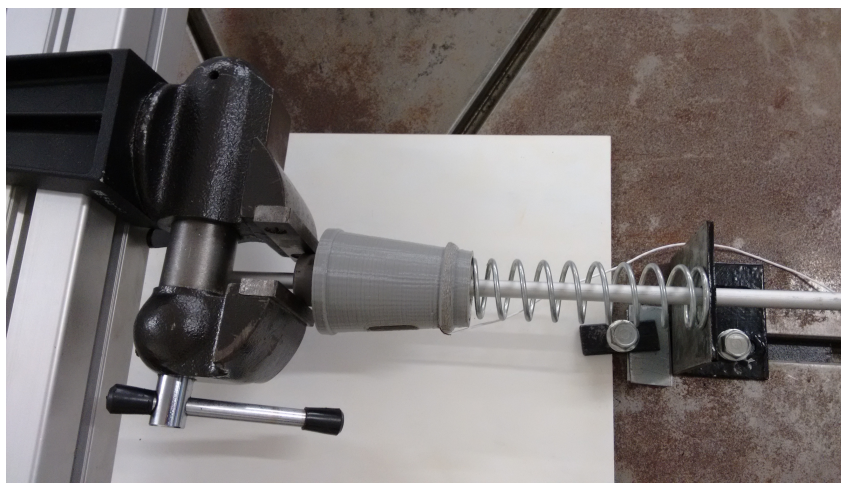


Figura 4.5 – Configuração para ensaio da mesa com CNC

Contudo, o perfil de deslocamento imposto não foi sinusoidal pois o perfil de velocidade que os motores transmitem ao fuso da mesa é trapezoidal. Outro problema que surgiu foram as vibrações da mesa quando se aumenta a velocidade do ensaio. Como a mesa não está presa ao chão mas sim apoiada em discos de borracha, estes permitem o deslocamento da mesa na direção do movimento, fazendo com que esta oscile e provocando erros na medição.

Em alternativa, para simular o ato de mastigação foi utilizado o SEDED. A configuração do ensaio, Figura 4.6, implicou a colocação de um peso sobre o pino, seguindo-se o contacto entre este e o bloco metálico no topo da máquina, o que implica uma pré-carga no sistema. A configuração deste ensaio é semelhante ao da mesa com CNC, só que desta vez sem a mola, com uma amplitude de movimento menor e com um perfil de deslocamento sinusoidal.

Como o objetivo do teste é simular o contacto entre um alimento e um dente colocaram-se os modelos obtidos por impressão 3D, camisa e conexão - com o sensor piezoelétrico entre estas, no cilindro de modo a aplicar uma força com perfil sinusoidal ao conjunto e observar a resposta do sensor. O sensor está ligado ao circuito de amplificação, cuja saída foi conectada a uma carta de aquisição de dados, fazendo o registo do sinal ao longo do teste.

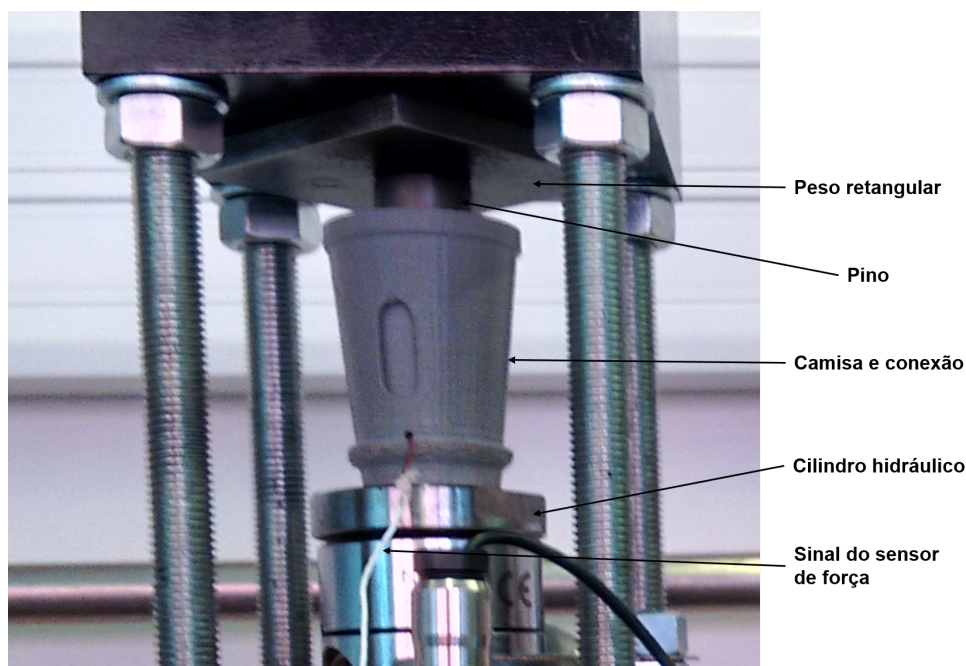


Figura 4.6 – Configuração para ensaio no SEDED.

Aproveitando as capacidades do SEDED, havia a possibilidade de fazer o ensaio através de duas formas já referidas: controlo de força ou controlo de posição. Contudo, verificou-se que não era possível fazer um ensaio com controlo de força pois os valores pretendidos eram muito baixos (aproximadamente 0,6 % da gama da célula de carga) e a máquina devolvia um erro nestas condições, por isso, optou-se por efetuar o ensaio com controlo de posição que simula o movimento da boca. Neste ensaio define-se a frequência e amplitude do movimento, lendo-se o valor da célula de carga ao longo do procedimento. A força máxima a atingir não deve passar os 150 N e a frequência máxima do movimento deve ter um limite

de 2 Hz. Assim, foi definido um conjunto de ensaios cujos parâmetros e resultados serão apresentados no capítulo seguinte.

4.3 Conclusão

Neste capítulo foram definidos os requisitos e mostradas duas propostas de ensaios para o teste da solução desenvolvida no capítulo anterior.

Optou-se por utilizar o SEDED em detrimento da mesa com CNC por ter possibilidade de controlar o movimento do cilindro com o perfil de posição sinusoidal, que é o mesmo que a boca executa aquando a preparação do bolo alimentar e por ter uma célula de carga que indica a força que está a ser aplicada. Se tivesse sido feito o controlo de força talvez fosse possível fazer uma melhor comparação entre valores que o sensor devolve e a carga que lhe é aplicada. Associado a isto, o sistema permite a leitura de sinais analógicos, ao qual foi ligado o sensor de força.

Capítulo 5

Resultados Obtidos

Neste capítulo são mostrados os resultados obtidos nos testes de caracterização da solução apresentada no capítulo anterior. Foram realizados dois ensaios no SEDED de acordo com a Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Parâmetros dos ensaios no SEDED.

Parâmetros	Valor	
Amplitude (mm)	0,1	
Frequência de oscilação (Hz)	1	2
Taxa de aquisição do sinal (Amostras/s)	500	
Pré-carga (N)	25,25	26,00
Número de solicitações	20	

5.1 Análise de Resultados dos Ensaios Efetuados

Os ensaios realizados pelo SEDED produziram os gráficos mostrados nas Figuras 5.1 e 5.2. Nestes podemos observar, a vermelho, o sinal emitido pelo sensor e, a azul, o valor da força aplicada pelo cilindro ao longo do tempo. De notar que no caso da tensão, estão expostos apenas os valores da variação do sinal em torno do seu valor inicial, que é o valor do *offset* do amplificador (2,5V), assim como o valor da força empregue que possui uma pré-carga.

Analisando os gráficos, consegue-se entender que as forças em jogo e o sinal do sensor possuem um perfil que se assemelha a uma onda sinusoidal. Na fase de carregamento gera-se um potencial positivo, que atinge o seu extremo na proximidade do valor máximo de força. Segue-se a fase de descarga que influencia a variação do sinal do sensor até este retornar a zero. Na ausência de esforço, que se dá após o descolar de superfícies, o potencial gerado é negativo correspondendo ao período de recuperação do sensor piezoelétrico.

No ensaio à frequência de 1 Hz, Figura 5.1, o aumento e a diminuição da força aplicada ao piezo, entre 0 e 120 N origina um sinal de saída do amplificador com uma amplitude de cerca de 0,4 V. Já no ensaio à frequência de 2 Hz, Figura 5.2, a mesma variação origina uma amplitude de cerca de 0,6 V.

Quando o cilindro não está a provocar o contacto entre o modelo da prótese fixa e o topo da máquina gera-se um ruído de leitura visível nos mínimos das ondas geradas pelo transdutor de força.

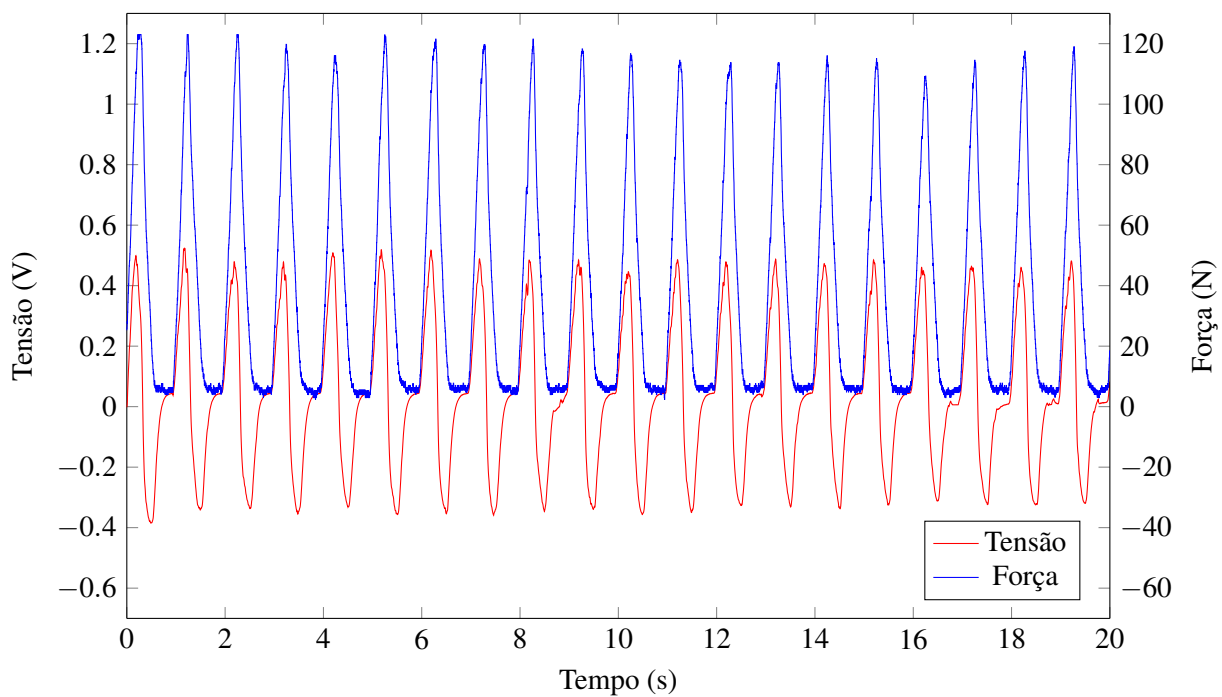


Figura 5.1 – Resposta do sensor e força aplicada - Ensaio a 1 Hz.

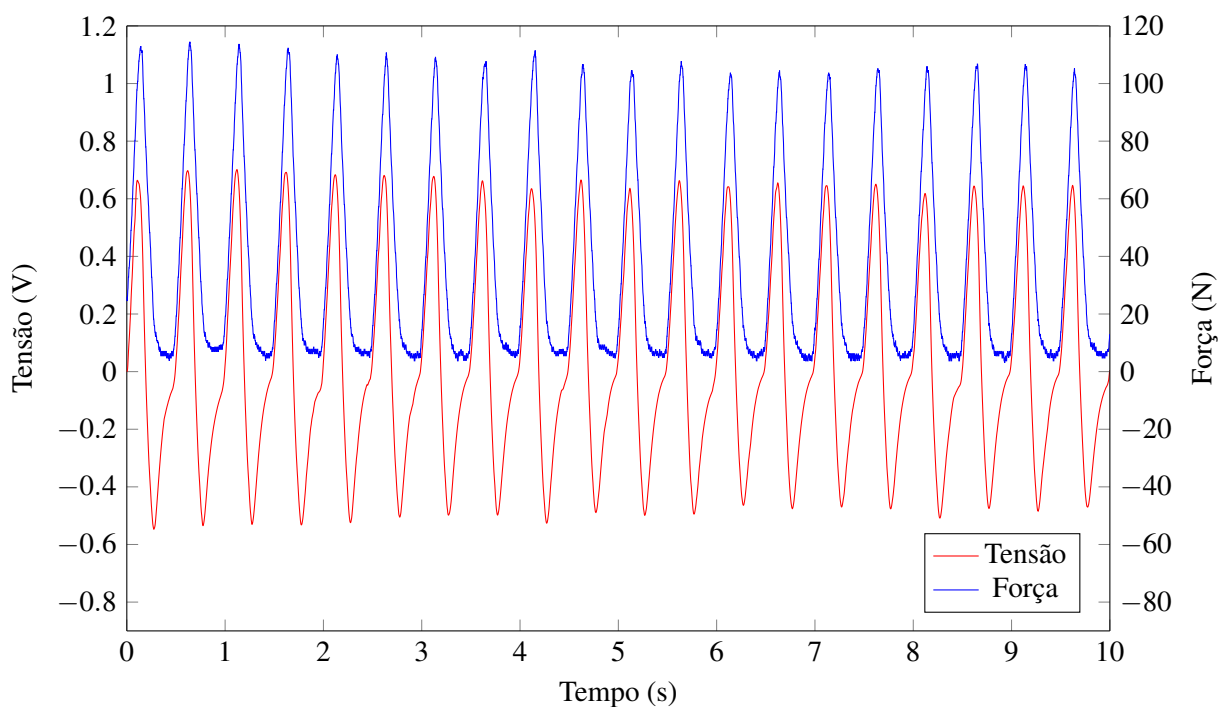


Figura 5.2 – Resposta do sensor e força aplicada - Ensaio a 2 Hz.

Nas Figuras 5.3 e 5.4 são mostrados dois ciclos dos ensaios a 1 e 2 Hz numa escala temporal maior, de forma a ser possível observar com maior detalhe os resultados dos ensaios.

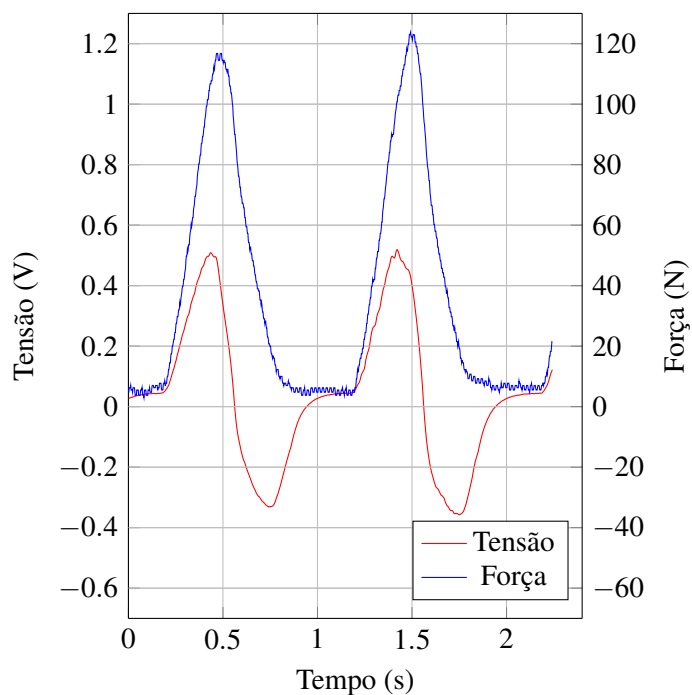


Figura 5.3 – Resposta do sensor à força aplicada (quinto e sexto ciclo) - Ensaio a 1 Hz.

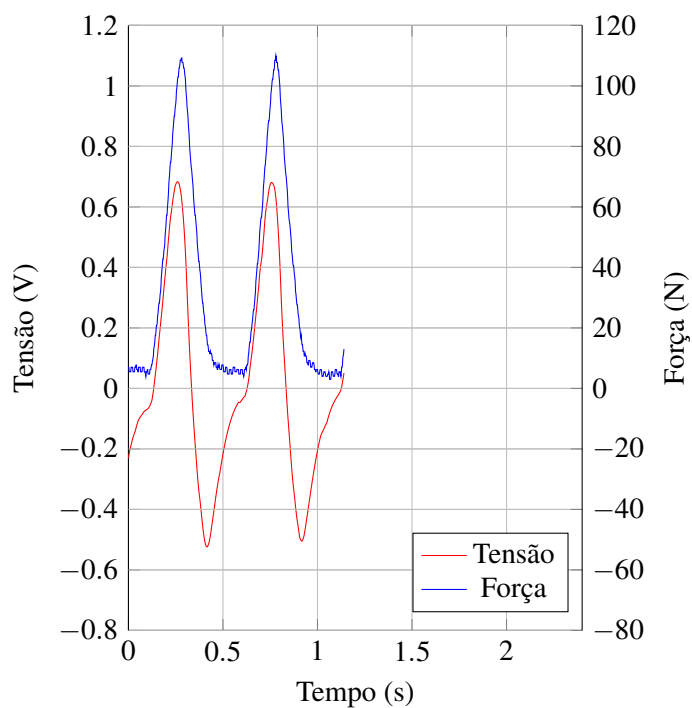


Figura 5.4 – Resposta do sensor à força aplicada (quinto e sexto ciclo) - Ensaio a 2 Hz.

5.1.1 Caracterização do Sensor

Com os dados produzidos na secção anterior foi feita uma análise para caracterizar o comportamento do sensor a nível de sensibilidade e repetibilidade. Os gráficos das Figuras 5.6 e 5.5 mostram o rácio

entre a força aplicada e a tensão que o sensor gera, considerando os valores de pico da resposta do sensor quando este era comprimido, a diferentes frequências de oscilação.

Na Figura 5.5 observa-se uma sensibilidade média de 4,79 mV/N, com um desvio padrão de 0,21. Já no gráfico da Figura 5.6 a sensibilidade média aumentou para os 6,61 mV/N e o desvio padrão baixou para 0,12.

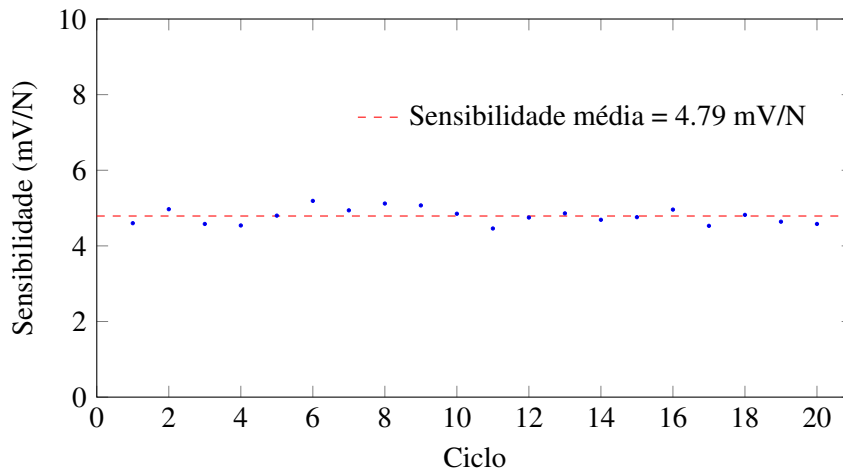


Figura 5.5 – Sensibilidade a 1 Hz.

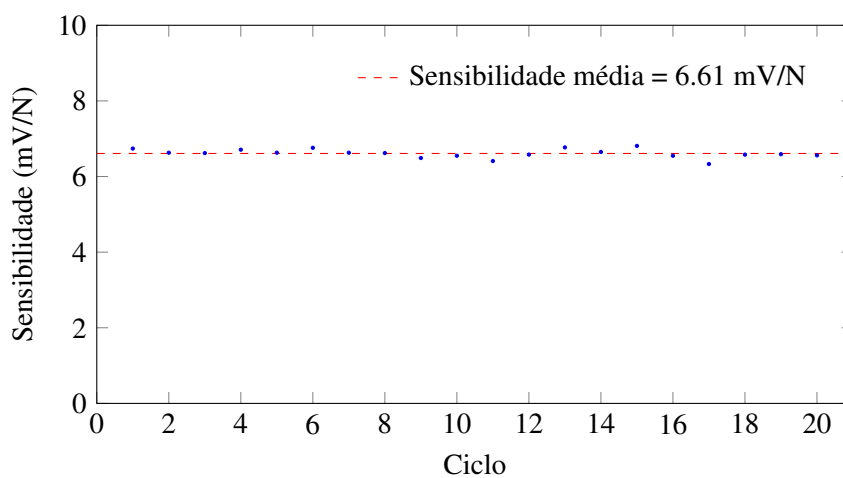


Figura 5.6 – Sensibilidade a 2 Hz.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

6.1 Conclusões

A falta de dentes provoca a ausência de sensibilidade dentária, podendo causar vários tipos de problemas que afetam o bem-estar da população.

As próteses dentárias são uma solução fiável para ultrapassar o problema da falta de dentes. O seu desenho simula a raiz e imita a coroa do dente, permitindo o processamento de alimentos, resolução de defeitos fonéticos e estéticos, contudo não repõem a capacidade sensorial.

A vertente sensitiva do dente é, como relatado, de extrema importância, não existindo todavia soluções para o seu restabelecimento quando o mesmo é substituído. Um dos entraves a este desenvolvimento é o atravancamento reduzido que a solução deve ter, por isso, este trabalho focou-se no estudo e posterior desenvolvimento de uma possível localização que alojasse o sensor de força e possibilitasse a sua redução de escala.

Foram estudadas possibilidades de localização para um sensor de força numa prótese fixa, optando-se por colocar um sensor de força no seu interior de modo a não estar em contacto direto com a boca e por não obrigar a alterações significativas. Escolheu-se um sensor piezoelétrico por não necessitar de alimentação, possibilitando que o pouco espaço existente possa ser aproveitado por outros elementos. Aliado a este facto, o sensor piezoelétrico possui uma boa resposta a solicitações dinâmicas. O sensor escolhido teve em conta a sua forma anelar por melhor se adaptar ao desenho da prótese e pela sua resposta no caso de solicitações perpendiculares ao seu eixo.

Foi construído um protótipo à escala 10:1 para validar o conceito de aplicabilidade de um sensor de força num modelo de prótese, introduzindo um sensor piezoelétrico ligado a um amplificador de carga, que por sua vez está conectado a um microcontrolador, o Arduino Uno, comunicando com o computador por uma porta USB. A interface gráfica foi desenvolvida no *software* LabVIEW que permite visualizar graficamente o sinal emitido pelo sensor quando este é solicitado dinamicamente e guardar os dados correspondentes.

Foi feita a caracterização do sensor com o auxílio de uma máquina hidráulica com controlo de posição, uma vez que o sistema não permitiu fazer o comando em força.

Os objetivos propostos foram cumpridos, foi criado e testado um modelo à escala 10:1 com um sensor capaz de ler a força que lhe é aplicada.

6.2 Trabalhos Futuros

De modo a chegar a um produto eventualmente comercializável ainda há um caminho longo a percorrer.

A interface em LabVIEW deve ser melhorada de modo a ter uma visualização mais apelativa; otimizar o desenho mecânico de modo a minimizar o efeito de eventuais esforços de corte sobre o sensor. Sugere-se, também, a hipótese de testar a utilização alternativa de um sensor piezoeresitivo.

Será ainda necessário criar um circuito eletrónico de tamanho reduzido que faça a adaptação do sinal proveniente do sensor de modo que ele possa ser ligado ao nervo trigémeo. Esta solução implicará o desenvolvimento de uma micro bateria em vez da alimentação do computador e terá, por isso, que ter um consumo energético muito baixo.

Estudar formas de comunicação sem fios entre o sensor e os elementos de processamento de informação, por exemplo, por *Bluetooth*.

Produzir a conexão plástica da prótese dentária escolhida em PVDF e testar o seu comportamento mecânico relativo a ensaios de resistência e fadiga, de modo a permitir que o desenho da prótese fixa escolhida não sofra alterações significativas.

Desenvolver um atuador nervoso que permita estimular as ramificações do nervo trigémeo na boca, de forma a que o cérebro reaprenda a dimensão da força aplicada.

Testar a solução num ambiente real, primeiro em animais e depois em humanos, atendendo às questões éticas que tais testes sugerem.

Referências

- [1] *Significado / definição de proprioceptivo no Dicionário Priberam da Língua Portuguesa*. URL: <http://www.priberam.pt/DLPO/proprioceptivo> (acedido em março de 2015) (ver p. 1).
- [2] «The Glossary of Prosthodontic Terms Seventh Edition (GPT-7)». Em: *The Journal of Prosthetic Dentistry* (janeiro de 1999). URL: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391399702349> (acedido em 29 de agosto de 2015) (ver p. 3).
- [3] *Quadrants and Sextants*. URL: <http://pocketdentistry.com/4-dental-anatomy/> (acedido em maio de 2015) (ver p. 4).
- [4] Smith, T. M. et al. «Dental evidence for ontogenetic differences between modern humans and Neanderthals». Em: *Proceedings of the National Academy of Sciences* (7 de dezembro de 2010). URL: <http://www.pnas.org/content/107/49/20923> (acedido em 29 de agosto de 2015) (ver p. 4).
- [5] *Facts About Teeth*. Healthy Teeth Devon. URL: <http://www.healthyteethdevon.nhs.uk/oral-health-information/public/how-to-look-after-your-mouth/maintaining-a-healthy-mouth/facts-about-teeth/> (acedido em 30 de agosto de 2015) (ver p. 4).
- [6] Cotruță, A. M. et al. «Analyzing the morphology and intensity of occlusal contacts in implant-prosthetic restorations using T-Scan system». Em: *Romanian Journal of Morphology and Embryology = Revue Roumaine De Morphologie Et Embryologie* (2015) (ver p. 5).
- [7] *Dente*. Em: *Wikipédia, a enciclopédia livre*. 22 de agosto de 2015. URL: <https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Dente&oldid=43190141> (acedido em 30 de agosto de 2015) (ver p. 5).
- [8] Standring, S. e N. Borley. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Churchill Livingstone/Elsevier, 2008 (ver p. 6).
- [9] *The Trigeminal Nerve (CN V) - TeachMeAnatomy*. URL: <http://teachmeanatomy.info/head/cranial-nerves/trigeminal-nerve/> (acedido em 30 de agosto de 2015) (ver p. 6).
- [10] Lund, J. P. «Mastication and its control by the brain stem». Em: *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists* (1991) (ver pp. 7, 8).
- [11] *Nervos sensitivos, motores e mistos*. URL: <http://www.sobiologia.com.br/conteudos/FisiologiaAnimal/nervoso9.php> (acedido em julho de 2015) (ver p. 7).
- [12] Woelfel, J. *Anatomia dental: sua relevância para odontologia*. Guanabara-Koogan, 2000 (ver p. 8).

- [13] Habre-Hallage, P. et al. «Perceptual changes in the peri-implant soft tissues assessed by directional cutaneous kinaesthesia and graphaesthesia: a prospective study». Em: *Clinical Implant Dentistry and Related Research* (dezembro de 2011) (ver p. 8).
- [14] Trulsson, M. «Sensory-motor function of human periodontal mechanoreceptors». Em: *Journal of Oral Rehabilitation* (abril de 2006) (ver p. 8).
- [15] Fonseca, P. et al. *Manual de prótese total*. Universidade do Porto, 2012 (ver pp. 8–11).
- [16] Clinic, T. M. *Complete dentures, Metallic partial, Acrylic partial*. URL: <http://mkdenture.com/eng/home.php> (acedido em abril de 2015) (ver p. 8).
- [17] Implant Dentistry, A. A. of. *What are dental implants*. URL: <http://www.aaid-implant.org/about-dental-implants/what-are-dental-implants/> (acedido em abril de 2015) (ver p. 9).
- [18] Nobel Biocare. *Product Catalog*. 2011. URL: <https://www.nobelbiocare.com/uk/en/home/products-and-solutions/library/catalogs.html> (acedido em março de 2015) (ver pp. 10, 11).
- [19] Bhola, R. et al. «Corrosion in Titanium Dental Implants/Prostheses - A Review». Em: *Trends in Biomaterials and Artificial Organs* (7 de março de 2011). URL: <http://www.biomaterials.org.in/ojs/index.php/tibao/article/view/366> (acedido em abril de 2015) (ver p. 11).
- [20] «Zirconia Dental Implants: A Literature Review». Em: *Journal of Oral Implantology* (14 de junho de 2010). URL: <http://www.joionline.org/doi/full/10.1563/AAID-JOI-D-09-00079> (acedido em abril de 2015) (ver p. 11).
- [21] Nobel Biocare. URL: <https://www.nobelbiocare.com> (acedido em abril de 2015) (ver p. 11).
- [22] *Low Capacity Single Point Aluminum Load Cell*. URL: <http://www.loadstarsensors.com/rapg-low-capacity-single-point-aluminum-load-cell.html> (acedido em abril de 2015) (ver p. 12).
- [23] *RSB2 Steel Button Load Cell*. URL: <http://www.loadstarsensors.com/rsb2-steel-button-load-cell.html> (acedido em abril de 2015) (ver p. 12).
- [24] *S-Beam Load Cell*. URL: <http://www.loadstarsensors.com/s-beam-load-cell-ras1-%7C-load-cell-solutions-%7C-usb-load-cells.html> (acedido em abril de 2015) (ver p. 12).
- [25] *Types of Resistive Load Cells*. URL: <http://www.loadstarsensors.com/what-is-a-load-cell.html> (acedido em abril de 2015) (ver p. 12).
- [26] Mazda, F. F. *Electronics Engineer's Reference Book*. Butterworth-Heinemann, 22 de outubro de 2013 (ver p. 13).
- [27] *The Strain Gage*. URL: <http://www.omega.com/literature/transactions/volume3/strain.html> (acedido em 1 de abril de 2015) (ver p. 13).
- [28] Assunção, W. G. et al. «Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology». Em: *The Journal of Craniofacial Surgery* (julho de 2009) (ver p. 13).
- [29] Vasconcellos, L. G. O. d. et al. «Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis». Em: *Journal of applied oral science: revista FOB* (dezembro de 2011) (ver p. 13).

- [30] Tekscan. *FlexiForce Load/Force Sensors and Systems*. URL: <https://www.tekscan.com/flexiforce-load-force-sensors-and-systems> (acedido em março de 2015) (ver p. 13).
- [31] Tekscan. *FlexiForce A401 Sensor*. URL: <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a401> (acedido em março de 2015) (ver p. 14).
- [32] Tekscan. *Free Sensor Study Guide*. Machine Design, 2012. URL: <https://www.tekscan.com/resources/ebook/free-sensor-study-guide> (acedido em março de 2015) (ver p. 14).
- [33] Fabrizio Vecchi, C. F. «Experimental evaluation of two commercial force sensors for applications in biomechanics and motor control». Em: () (ver p. 15).
- [34] Leonel Paredes-Madrid, L. E. «Detailed Study of Amplitude Nonlinearity in Piezoresistive Force Sensors». Em: *Sensors (Basel, Switzerland)* (2011) (ver p. 15).
- [35] Koos, D. B. et al. «Precision of an Instrumentation-based Method of Analyzing Occlusion and its Resulting Distribution of Forces in the Dental Arch». Em: *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie* (17 de novembro de 2010). URL: <http://link.springer.com/article/10.1007/s00056-010-1023-7> (ver p. 15).
- [36] T-Scan System. URL: <https://www.tekscan.com/dental?rid=ps&tab=products-solutions> (acedido em abril de 2015) (ver p. 15).
- [37] APC International Ltd. *Piezoelectricity | Piezoelectric Ceramic Crystal Application*. URL: <https://www.americanpiezo.com/knowledge-center/piezo-theory/piezoelectricity.html> (acedido em 11 de setembro de 2015) (ver p. 15).
- [38] Hunt, A. et al. *Guide to the Measurement of Force*. Institute of Measurement and Control, 2013 (ver p. 16).
- [39] APC International Ltd. *Piezoelectric Constants I*. URL: <https://www.americanpiezo.com/knowledge-center/piezo-theory/piezoelectric-constants.html> (acedido em 11 de setembro de 2015) (ver p. 16).
- [40] *Cerâmica piezoelétrica*. Em: *Wikipédia, a enciclopédia livre*. Page Version ID: 39151318. 15 de junho de 2014. URL: https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=Cer%C3%83%C2%A2mica_piezoel%C3%83%C2%A9trica&oldid=39151318 (acedido em 31 de julho de 2015) (ver p. 16).
- [41] *PI Ceramic GmbH*. URL: <http://www.piceramic.com/piezo-technology/fundamentals.html> (acedido em 29 de julho de 2015) (ver p. 17).
- [42] *Piezoelectricity*. Em: *Wikipedia, the free encyclopedia*. 8 de março de 2015. URL: <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Piezoelectricity&oldid=650415415> (acedido em 13 de março de 2015) (ver p. 17).
- [43] Kistler. *SlimLine Sensors (SLS) - Measurement of Dynamic and Quasistatic Forces, 0 ... 3 kN up to 0 ... 80 kN - Data Sheet*. URL: <http://www.kistler.com/pt/en/products/components/force-sensors/> (acedido em março de 2015) (ver p. 17).
- [44] *Sparkfun. Piezo Element*. URL: <https://www.sparkfun.com> (acedido em abril de 2015) (ver p. 17).
- [45] Setter, N. *Piezoelectric materials in devices: extended reviews on current and emerging piezoelectric materials, technology, and applications*. N. Setter, 2002. URL: <http://books.google.pt/books?id=sBGCQgAACAAJ> (ver p. 17).

- [46] *Piezo Sensor - Metallized Film Sheets*. URL: <http://meas-spec.com/default.aspx> (acedido em abril de 2015) (ver p. 18).
- [47] *Piezotech. Piezoelectric Films Technical Information*. Piezotech S.A.S. URL: <http://www.piezotech.fr/image/documents/22-31-32-33-piezotech-piezoelectric-films-leaflet.pdf> (acedido em março de 2015) (ver p. 18).
- [48] *Morgan Advanced Materials*. URL: <http://www.morgantechnicalceramics.com/> (acedido em abril de 2015) (ver p. 25).
- [49] *Advanced Ceramic Materials for Piezo Applications*. URL: <https://www.ceramtec.com/ceramic-materials/piezo-ceramics/sonox-p/> (acedido em abril de 2015) (ver p. 26).
- [50] *UTILITA' Snc, Precision micromechanics*. URL: <http://www.utilita.it/index.php?lang=en> (acedido em abril de 2015) (ver p. 26).
- [51] *BQ Witbox*. URL: <http://store.bq.com/pt/bq-witbox> (acedido em abril de 2015) (ver p. 26).
- [52] Karki, J. *Signal Conditioning Piezoelectric Sensors, Application Report, SLOA033A*. Rel. téc. Texas Instruments, 2000 (ver p. 28).
- [53] Plesh, O. et al. «Kinematics of jaw movements during chewing at different frequencies». Em: *Journal of Biomechanics* (março de 1993) (ver p. 28).
- [54] Po, J. M. C. et al. «Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment». Em: *Journal of Dental Research* (outubro de 2011) (ver p. 28).
- [55] *Arduino*. URL: <https://www.arduino.cc> (acedido em maio de 2015) (ver p. 29).
- [56] *Labview Makerhub - Linx*. URL: <https://www.labviewmakerhub.com/doku.php?id=libraries:linx:start> (acedido em junho de 2015) (ver pp. 29, 31).
- [57] *LabVIEW*. Em: *Wikipédia, a enciclopédia livre*. Page Version ID: 42584454. 12 de junho de 2015. URL: <https://pt.wikipedia.org/w/index.php?title=LabVIEW&oldid=42584454> (acedido em 20 de agosto de 2015) (ver p. 31).
- [58] Gerstner, G. et al. «Mammalian Oral Rhythms and Motor Control». Em: *Biomechanics in Applications*. Ed. por Klika, V. InTech, 9 de setembro de 2011. URL: <http://www.intechopen.com/books/biomechanics-in-applications/mammalian-oral-rhythms-and-motor-control> (acedido em 16 de agosto de 2015) (ver p. 33).
- [59] Anderson, D. J. «Measurement of stress in mastication. II». Em: *Journal of Dental Research* (outubro de 1956) (ver p. 36).

Anexo A

Fichas Técnicas

A.1 Ficha técnica Sonox P5

Werkstoffe für Sensoren Materials for sensors

Geschäftsbereich Multifunktionskeramik
Multifunctional Ceramics Division

Werkstoff Material		Sonox® P5	Sonox® P502	Sonox® P504	Sonox® P508
Dielektrische Eigenschaften Dielectric properties					
Relative Dielektrizitätszahl ϵ_r Relative permittivity ϵ_r		1850	1850	1730	1500
$\epsilon_{33}^{T/\epsilon_0}$		865	875	835	625
$\epsilon_{33}^{5/\epsilon_0}$		1850	1950	1920	1700
$\epsilon_{11}^{T/\epsilon_0}$		1220	1260	1085	900
$\epsilon_{11}^{5/\epsilon_0}$					
Verlustfaktor $\tan \delta$ Dielectric dissip. factor $\tan \delta$	10^{-3}	20,0	12,5	12,0	18,0
Curietemperatur T_c Curie temperature T_c	$^{\circ}\text{C}$	340	335	350	340
Elektromechanische Eigenschaften Electromechanical properties					
Frequenzkonstante Frequency constant	$\text{KHz} \times \text{mm}$				
N_p		2030	2020	2020	2050
N_t		1900	2030	2035	2090
N_l		1380	1325	1320	1340
N_3		1310	1260	1250	1300
Kopplungsfaktor Coupling coefficient					
k_p		0,62	0,62	0,59	0,61
k_{31}		0,34	0,33	0,32	0,35
k_{33}		0,73	0,72	0,71	0,72
k_t		0,49	0,48	0,51	0,58
k_{15}		0,72	0,74	0,66	0,71
Ladungskonstante Charge constant	10^{-12} C/N				
d_{33}		450	440	390	440
d_{31}		-180	-185	-157	-165
d_{15}		550	560	530	550
Spannungskonstante g_{33} Voltage constant g_{33}	10^{-3} Vm/N	27,5	26,9	25,5	33,1
Mechanische Eigenschaften Mechanical properties					
Elastische Nachgiebigkeit Elastic compliance	$10^{-12} \text{ m}^2/\text{N}$				
S_{11}^E		17,1	18,5	16,3	17,0
S_{33}^E		19,0	20,7	17,5	19,0
Elastische Steifigkeit Elastic stiffness	10^{10} N/m^2				
C_{33}^D		14,5	15,7	14,9	15,8
C_{55}^D		5,8	6,5	4,4	6,0
Dichte ρ Density ρ	10^3 kg/m^3	7,65	7,74	7,65	7,80
Gütefaktor Q_m Mechan. quality factor Q_m		90	80	90	60
Stabilität Stability					
Temperaturkoeffizient α_k (Details siehe Rückseite) Temperature coefficient α_k (Details see overleaf)	$10^{-4}/\text{K}^{-1}$				
Alterungsrate Aging rate	$\%/\text{Dekade}$ $\%/\text{Decade}$				
C_e		-2,3	-0,3	-0,4	-0,3
C_f		0,3	0,15	0,4	0,2
C_k		0,1	0,2	0,1	-0,1

Hinweis: Information zu Kennwerten piezokeramischer Werkstoffe im Glossar auf S. 32 der Broschüre „Hochleistungskeramik in der Piezotechnik“

Note: For information on the key figures of piezo ceramic materials see the glossary on p. 35 of the leaflet „Advanced ceramics in Piezo Applications“